

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Měření na dialyzačním přístroji**  
**Measurement on Dialysis Instrument**

**Ostrava 2011**

**Aleš Strakoš**

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně a uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.*

.....  
*Aleš Strakoš*

*Datum odevzdání bakalářské práce: 6. 5. 2011*

## **Poděkování**

*Svou prací bych chtěl především poděkovat konzultantovi Ing. Lukáši Čajkovi v záležitostech technické pomoci. Vždy mi vytvořil pracovní-tvůrčí podmínky a za všech okolností mě podporoval. Neopomínám vyjádřit své poděkování vedoucímu práce Ing. Marku Penhakerovi, PhD. a také všem blízkým, kteří mi v každé chvíli byli nápomocni.*

## **Abstrakt**

Biomedicínská technika je obor, ve kterém se prolínají dva vědní obory, a to technický z oblasti elektroniky, a humanitní z oblasti vědění o lidském těle. Tento obor se stává jednou z důležitých součástí při péči o lidské zdraví.

V lékařské technice existuje řada různých přístrojů a nástrojů pro diagnostiku, terapeutiku a pro zvláštní použití. Tyto přístroje je nutné kontrolovat a provádět na nich revize, aby byla zajištěna bezpečnost pacienta, ale také jeho možné co nejlepší uzdravení. K této kontrole se používají testery funkčnosti a elektrické bezpečnosti.

Příkladem takového přístroje je terapeutický přístroj multiFiltrate, který při své terapeutické činnosti musí monitorovat teplotu, tlak a průtok v systému. Tyto veličiny ovlivňují jednak chod přístroje, ale také i zdraví člověka. Proto je nutné jej kontrolovat a testovat na přesnost měření veličin tlaku, teploty a průtoku.

## **Klíčová slova**

Kontinuální eliminační metody, přístroj pro kontinuální metody očisty krve, tlak, průtok, teplota, LabVIEW.

## **Abstract**

Biomedical engineering is an interdisciplinary field where technical research from area of electronics is oriented on human body sciences. This research field is currently becoming an important part of human health care.

There are plenty of various diagnostic, therapeutic, and special devices, and tools in medical instrumentation. These devices require control and revisions in order to assure patients' safety and also their efficient recovery. Function and electric safety testers are being utilized for this type of control.

Therapeutic device multiFiltrate represents one example of this kind of device, which allows for monitoring of temperature, pressure, and flow-rate in a measured system. These parameters influence functioning of the device and human health as well. Therefore, it is necessary to control accuracy of temperature, pressure and flow rate measurement.

## **Keywords**

Continuous elimination methods, continuous blood purification system, pressure, flow rate, temperature, LabVIEW.

## **Seznam použitých symbolů a zkratek**

ARF	akutní renální selhání
CVVH	kontinuální venovenózní hemofiltrace
CVVHD	kontinuální venovenózní hemodialýza
CVVHDF	kontinuální venovenózní hemodiafiltrace
HVCVVH	vysokoobjemová kontinuální venovenózní hemofiltrace
MPS	membránová plazmaseparace

## Seznam použitých cizích slov

CUPRAMIDOVANÁ MEMBRÁNA	typ materiálu membrány
EXTRAKORPORÁLNÍ OKRUH	mimotělní okruh
FISTULE	chirurgicky zesílená venózní žíla na předloktí
HIGH-FLUX	vysokopropustná membrána
HYPERFOSFATEMIE	zvýšená hladina fosforu v krvi
HYPERHYDRATAČE	zvýšený objem tekutin v lidském těle
HYPERKALCEMIE	zvýšená hladina kalcia v krvi
HYPERKALEMIE	zvýšená hladina kalia v krvi
ISCHÉMIE	místní nedokrevnost tkáně a orgánu
ISOKONTICKÝ ALBUMINOVÝ ROZTOK	roztok stejné koncentrace
ISOVOLEMIE	stálost objemu tekutin
KONVEKTIVNÍ METODY	metody proudění, mechanismus uplatňující se v termoregulaci
LOW-FLUX	nízkopropustná membrána
MPS METODA	metoda membránové plasma separace
ONKOTICKÝ TLAK	tlak kapilární krve
OSMOTICKÝ TLAK	tlak toku rozpouštědla pronikající přes membránu do roztoku
PROTEOPEXIE	chemická reakce v krevním řečišti
SORBENT	látko, která zachycuje sorpčním mechanismem plyny nebo kapaliny aktivním uhlím
TROMBÓZA	sražení krve v cévách

# Obsah:

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b>	<b>- 1 -</b>
<b>2</b>	<b>FUNKCE LEDVIN</b>	<b>- 2 -</b>
<b>3</b>	<b>KONTINUÁLNÍ METODY NÁHRADY FUNKCE LEDVIN – ELIMINAČNÍ METODY</b>	<b>- 4 -</b>
3.1	FYZIKÁLNĚ – CHEMICKÉ DĚJE V ELIMINAČNÍCH METODÁCH	- 4 -
3.1.1	<i>Membrány</i>	- 4 -
3.1.2	<i>Difuze</i>	- 5 -
3.1.3	<i>Osmóza</i>	- 5 -
3.1.4	<i>Ultrafiltrace (konvekce)</i>	- 6 -
3.1.5	<i>Adsorpce</i>	- 6 -
<b>4</b>	<b>VYBAVENÍ PRO HEMODIALÝZU</b>	<b>- 7 -</b>
4.1	KREVNÍ PŘÍSTUPY	- 7 -
4.2	DIALYZÁTOR - HEMOFILTR	- 8 -
4.2.1	<i>Typy dialyzátorů</i>	- 8 -
4.3	SUBSTITUČNÍ A DIALYZAČNÍ ROZTOKY	- 9 -
<b>5</b>	<b>TYPY TERAPIÍ</b>	<b>- 12 -</b>
5.1	CVVH – KONTINUÁLNÍ VENOVENÓZNÍ HEMOFILTRACE	- 12 -
5.2	HVCVVH – VYSOKOOBJEMOVÁ KONTINUÁLNÍ VENOVENÓZNÍ HEMOFILTRACE	- 13 -
5.3	CVVHD – KONTINUÁLNÍ VENOVENÓZNÍ HEMODIALÝZA	- 13 -
5.4	CVVHD CiCa - KONTINUÁLNÍ VENOVENÓZNÍ HEMODIALÝZA – CITRÁTOVÝ A KALCIOVÝ ROZTOK	- 14 -
5.5	ZVLÁŠTNÍ METODY	- 16 -
5.5.1	<i>CVVHDF - kontinuální venovenózní hemodiafiltrace</i>	- 16 -
5.5.2	<i>SCUF – pomalá kontinuální ultrafiltrace</i>	- 16 -
5.5.3	<i>MPS - membránová plazmaseparace</i>	- 17 -
5.5.4	<i>HP - hemoperfuze</i>	- 18 -
5.5.5	<i>Metoda Pediatrické CVVH</i>	- 18 -
5.5.6	<i>Metoda Pediatrické CVVHD</i>	- 18 -
<b>6</b>	<b>PRŮBĚH TERAPIE</b>	<b>- 19 -</b>
<b>7</b>	<b>PŘÍSTROJ MULTIFILTRATE</b>	<b>- 20 -</b>
7.1	POPIS JEDNOTLIVÝCH KOMPONENTŮ PŘÍSTROJE	- 20 -
7.1.1	<i>Mimotělní krevní oběh</i>	- 21 -
7.1.2	<i>Váhový systém</i>	- 21 -
7.1.3	<i>Alarmy</i>	- 21 -
	<i>Rozdělení alarmů:</i>	- 21 -
7.1.4	<i>Ovládání</i>	- 22 -
7.1.5	<i>Funkční test</i>	- 23 -
<b>8</b>	<b>NÁVRH A REALIZACE MĚŘENÍ NA PŘÍSTROJI MULTIFILTRATE</b>	<b>- 24 -</b>
8.1	MĚŘENÍ TEPLoty DIALYZAČNÍHO ROZTOKU ZA OHŘEVEM	- 24 -
8.2	MĚŘENÍ TLAKU KRVE NAD VENÓZNÍ KOMŮRKOU	- 27 -
8.3	MĚŘENÍ PRŮTOKU KRVE ZA KREVNÍ PUMPOU	- 29 -
8.4	PŘEVODNÍK NATIONAL INSTRUMENT USB 6009	- 30 -
8.5	VIZUALIZACE	- 30 -

8.5.1	<i>Popis zobrazovacího prostředí</i>	- 31 -
9	<b>MĚŘENÍ NA PŘÍSTROJI MULTIFILTRATE</b>	- 32 -
10	<b>ZÁVĚR</b>	- 34 -
11	<b>SEZNAM UŽITÉ LITERATURY</b>	- 35 -
12	<b>SEZNAM PŘÍLOH</b>	- 36 -



# 1 Úvod

Myšlenka náhrady funkce ledvin tzv. „umělou ledvinou“ je už takřka jedno a půl století stará. Prvopočátky se datují někdy kolem roku 1854, kdy skotský chemik Thomas Graham jako první studoval dialýzu na propustnosti stěny hovězího močového měchýře, použitého k sestavení primitivního dialyzátoru. Po celou tuto dobu se myšlenka náhrady funkce ledviny rozvíjela nejen technicky, ale i medicínsky. V průběhu osmdesátých let minulého století došlo k významným posunům v této oblasti, kdy začala být využívána nová metoda, tzv. metoda kontinuální náhrady funkce ledvin. Jednalo se o metodu velmi mladou, ale co se týče oběhové stránky pacienta, šetrnou a lépe snášenou. Tato metoda dala základ pro všechny dnes již využívané eliminační metody očisty krve.

V dnešních podmínkách moderních technologií lze využít řady lékařských přístrojů umožňující eliminační metody očisty krve. Pro tuto práci byl vybrán přístroj multiFiltrate od firmy Fresenius Medical Care.

Bakalářská práce pojednává o rozboru jednotlivých metod využívaných v terapiích, samotném ovládání a nastavení přístroje multiFiltrate, ale také o konkrétním srovnání měřených dat přístroje s námi naměřenými hodnotami pomocí vytvořené měřicí soustavy. Základem bude vytvořit měřicí síť bodů a následně měřicí soustavu, skrze kterou bude možné porovnávat měřené hodnoty s hodnotami vykazovanými přístrojem. Bude se jednat o hodnoty tlaku, teploty a průtoku.

Výsledkem této práce je sestavená a funkční měřicí soustava, kterou bude možno využít k ověřování jednotlivých měřených parametrů přístroje multiFiltrate.

## 2 Funkce ledvin

Ledviny jsou párové orgány fazolovitého tvaru délky 10 - 12 cm, které se nacházejí v bederní oblasti pod vrstvou svalů a pod dolními žebry. Jsou upevněny v tukovém pouzdře, které ledviny chrání před nárazy, prochlazením apod. (při náhlém zhubnutí dojde k uvolnění tohoto tukového pouzdra a jedna nebo obě ledviny mohou klesnout níže do pánve - tento stav se nazývá bloudivá ledvina, latinsky *ren migrans*).

Do ledvin přivádí krev ledvinná tepna. Do ledvin, i přes jejich malou hmotnost, teče celá čtvrtina krve, kterou srdce pumpuje do celého těla (každou minutu vypumpuje zdravé srdce v klidu kolem 5 litrů krve, z toho 1,25 litru proudí do ledvin!). Je to tak proto, že ledviny potřebují dostatečný krevní průtok, aby mohly krev účinně čistit. Pokud tedy poklesne funkce srdce, dostane se do ledvin méně krve a velmi často se sníží druhotně i funkce ledvin. Proto je pro zachování zdravých ledvin zásadní udržet si i zdravé srdce a cévy. Naopak onemocnění ledvin s ledvinnou nedostatečností mnohonásobně zvyšuje riziko onemocnění srdce a cév (především tím, že při změně látkové přeměny při ledvinné nedostatečnosti vedou k vysokému krevnímu tlaku a urychlenému kornatění tepen), a proto lze říci i obráceně - chcete-li si zachovat zdravé srdce a cévy, starejte se o své ledviny!

Krev je v ledvinách rozvedena složitým systémem cév do ledvinných klubíček - glomerulů. Ledvinné klubíčko je shluk nejtenčích cév - vlásečnic. V každé ledvině je asi 1 milion glomerulů. Při průtoku krve ledvinným klubíčkem dochází přes tenkou stěnu cév v průběhu celého dne i noci k filtraci tekutiny. Tato tekutina se nazývá primární moč a kromě vody obsahuje spoustu minerálů, aminokyselin, cukrů i dalších látek. Protože k filtraci dochází právě v glomerulu, nazývá se tato vylučovací funkce ledvin glomerulární filtrace (pokud někdo mluví o funkci ledvin, má většinou na mysli právě glomerulární filtraci, tedy vznik primární moče v ledvinných klubíčkách). V lékařských zprávách se většinou zkracuje na GF. Nedostatečnost ledvin nebo selhání ledvin jsou dány především poklesem glomerulární filtrace.

Každý den vzniká 130-200 litrů primární moče. Primární moč potom prochází ledvinnými kanálky - tubuly, kde se vstřebávají zpět do těla látky a voda, které se nemají vyloučit z těla ven. Při průchodu kanálky se moč asi 100 - krát zahustí, takže nakonec vznikne mezi 1 a 2 litry definitivní moče. Tato vstřebávací (neboli resorpční) funkce ledvin se nazývá tubulární resorpce. Při poruše tubulární resorpce dochází k nadměrnému vylučování tekutin, minerálů nebo obojího a důsledkem je velké množství málo zahuštěné, světlé moči a druhotně velká žízeň a nutnost velkého příjmu tekutin.

Kromě vylučování vody a minerálů mají ledviny v těle ještě spoustu dalších úkolů:

- vylučování zplodin látkové přeměny (metabolismu) - ledviny vylučují zplodiny, které tělo už dále neumí využít, např. močovinu (ureu), kreatinin, kyselinu močovou a mnohé další (proto je při nemocech ledvin hladina močoviny, kreatininu a dalších látek, často zvýšená a podle úrovně zvýšení se dokonce odhaduje úroveň ledvinné funkce - glomerulární filtrace)
- řízení vnitřního prostředí těla - ledviny ovlivňují množství vody, sodíku, draslíku, vápníku, fosforu, hořčíku a dalších minerálů v těle, řídí kyselost (pH) vnitřního prostředí těla (proto je při nemocech ledvin častý sklon k otokům, nadbytku draslíku, fosforu a hořčíku a zvýšené kyselosti krve; jindy zase může docházet k nadměrným ztrátám vody, sodíku nebo draslíku)
- řízení krevního tlaku - ledviny jednak řídí množství tekutin a solí v těle, což tlak přímo ovlivňuje, a jednak řídí krevní tlak hormonálně (uvolňováním určitých látek do krve) i ovlivněním jeho nervového řízení (proto je při nemocech ledvin sklon k vysokému krevnímu tlaku)

- řízení krve tvorby - ledviny vytvářejí hormon erythropoetin, který je nezbytný pro tvorbu červených krvinek - erytrocytů (proto je při nemocech ledvin sklon k chudokrevnosti, tedy nedostatku červených krvinek)
- vylučování cizorodých a jedovatých látek z těla - kromě vylučování zplodin látkové přeměny, umožňují ledviny vylučování i celé řady cizorodých látek, např. léků (proto je při nemocech ledvin často nutné dávky některých léků upravovat nebo je zaměnit za léky jiné)
- aktivace vitamínu D - vitamín D vznikající v kůži působením slunečního záření se pro svou funkci musí ještě aktivovat v ledvinách (i proto bývá při nemocech ledvin vitamínu D nedostatek a musí se dodávat i třeba přímo v aktivované formě, aby nedocházelo k poškození kostí či jiných orgánů)
- odbourávání hormonů a jiných látek vznikajících v těle - ledviny odbourávají např. hormon inzulin (proto se při nemocech ledvin u cukrovky léčené inzulínem může stát, že postupně spotřeba inzulinu klesá - dodaný inzulin totiž v těle déle vydrží)

Moč z kanálků stéká přes sběrné kanálky do kalichů a ledvinové pánvičky a odtamtud teče močovodem do močového měchýře uloženého v pánvi za stydkou sponou. Když je močový měchýř dostatečně naplněný (asi 300 ml), pociťuje člověk nutkání na močení. Měchýř se ale může roztáhnout až na 700 ml i více. Při močení odchází moč močovou trubicí ven. Vstup močovodů do měchýře je uzpůsoben tak, aby se za žádných okolností moč z močového měchýře nedostávala zpět do močovodů, případně do ledvin. Pokud je tento "ventil" špatně vytvořen, dochází k návratu moče do močovodů, což s sebou nese zvýšené riziko močové infekce, což po delší době může vést k poškození ledvin. Tato porucha se nazývá vesikoureterální reflux, v lékařských zprávách se to často označuje jako VUR. Poškození ledvin refluxem se nazývá refluxní nebo refluxová nefropatie.

Močový měchýř musí zajišťovat shromažďování moči mezi jednotlivými močeními tak, aby moč mezi močeními neunikala, a aby se při močení měchýř zcela vyprázdnil. Pokud se měchýř močením zcela nevyprázdní (to znamená, že je po močení v měchýři tzv. močové reziduum), zvyšuje se riziko močové infekce. Příčinou bývá nejčastěji porucha odtoku moči, např. při zvětšené prostatě. Hlásí-li se měchýř na močení příliš často, třeba každou hodinu, může jít nejčastěji o močovou infekci nebo o tzv. hyperaktivní měchýř. Pokud dochází k nechtěným únikům moče přes den i v noci, nazývá se tento stav močová inkontinence, pokud se problém vyskytuje jen v noci, označuje se jako enuréza.

Po průchodu kanálky je moč hodně zahuštěná a minerály a jiné látky mají sklon se vysrážet. Pokud k tomu dojde, vytvoří se ledvinový písek nebo větší ledvinový kamínek. Moč obsahuje látky, které tvorbě kamenů brání. Pokud ale dojde k přílišnému zahuštění moči (třeba při nedostatku tekutin) nebo zvýšení množství kamenotvorných látek v moči (např. vápníku nebo kyseliny močové při nesprávné dietě) nebo k měštnání moči, mohou se kameny přesto tvořit - nejčastěji v pánvičce. [5]

### 3 Kontinuální metody náhrady funkce ledvin – eliminační metody

Podle onemocnění, provedení a času, se dělí náhrady funkce ledvin do 4 základních typů terapií, a to:

- intermitentní dialýza (IHD) 3 – 5 hod./48 hod.
- extendovaná dialýza (EDD) 6 – 8 hod./24 hod.
- pomalá extendovaná dialýza s nízkou účinností (SLEED) 16 a více hodin/24 hod.
- kontinuální náhrada funkce ledvin (CRRT) 24 hod./den

V prvních třech typech je možné využít pouze přístroj nazývaný umělá ledvina. Kontinuální metody náhrady funkcí ledviny kombinují předcházející tři typy terapií, které je možné provozovat na jednom přístroji, a to na multiFiltrate. V souhrnu tedy kontinuální metody náhrady funkcí ledvin nazýváme eliminační metody očisty krve.

Eliminační metody jsou využívány především v oblasti dosažení stabilizace hemodynamiky u pacientů s oběhovou nestabilitou, s indikací metabolické acidózy (porucha metabolické rovnováhy), hyperhydratace, hyperkalemie, hyperfosfatemie a hyperkalcemie. Metody se dále využívají u pacientů s indikací srdečního selhání, jaterního selhání, sepse nebo multiorgánového selhání.

Cílem těchto eliminačních metod je náhrada funkce ledvin, kvalitativní a kvantitativní aspekt očišťování krve, obnovení a udržení homeostázy organismu, navození podmínek k obnově ledvinových funkcí a minimalizace komplikací a vedlejší účinky ARF.

#### 3.1 Fyzikálně – chemické děje v eliminačních metodách

Eliminační metody jsou založeny na uplatnění fyzikálních principů difuze, ultrafiltrace a adsorpce. Tyto principy se odehrávají pomocí polopropustné membrány, která je součástí dialyzátoru. Pro kontinuální očištění krve od nežádoucích toxických látek, minerálů a vody, má membrána a její vlastnosti nezastupitelný význam. Membrána totiž odděluje krev od vnějšího prostředí, aby nedošlo k jejímu znečištění, ale také umožňuje kontakt s tímto vnějším prostředím pomocí dialyzačního roztoku, aby mohly být odstraněny nežádoucí látky.

##### 3.1.1 Membrány

U hemodialýzy je nejúčinnější použití tzv. protiběžného toku, což znamená, že dialyzační roztok protéká kolem membrány v opačném směru než krev, tudíž při něm nastává největší rozdíl koncentrací a látky snáze prostupují. [4]

Dialyzační membrány (viz. *Obrázek 1*) si lze představit jako tenké fólie s určitou šířkou pórů. Podle šířky těchto pórů rozlišujeme membrány high-flux (s většími póry) a low-flux (s menšími póry). V praxi se většinou vyskytují spíše membrány typu high-flux, využívané při velkých výměnách substitučního roztoku, právě u zmiňovaného přístroje multiFiltrate.

Dále jsou posuzovány podle jejich smáčivosti, neboli schopnosti odstranit nežádoucí produkty látkové výměny, ultrafiltračního výkonu a jejich biokompatibility.[2]

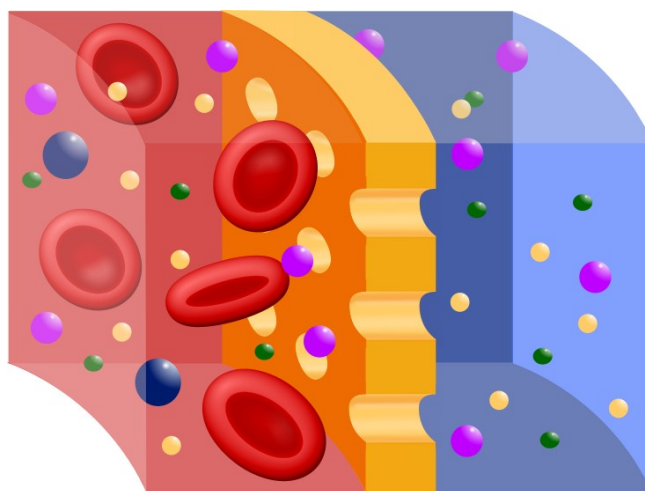
Prvním materiálem, ze kterého byly vytvářeny membrány, byla celulóza. Základní surovina pro celulózní membrány byla bavlna. Zjistilo se, že povrch těchto celulózních membrán není

biokompatibilní, a proto byla tato celulózni membrána modifikována. Dnes jsou používány dva typy membrány, vysokopropustné a nízkopropustné.

Jiná skupina membrán je tvořena ze syntetických materiálů používající polymery, jako jsou polyakrylonitril, polysulfon, polyamid, polymethylmetakrylát, polykarbonát, polyvinylalkohol atd. Tyto membrány mají asymetrickou stavbu stěny o šířce cca 4-5 $\mu$ m.[4]

U přístroje multiFiltrate se používají tyto hemofiltrý :

- AV 400 S v pediatrickém podání v metodách CVVH a CVVHD
- AV 600 S v metodách CVVH, CVVHD, CVVHDF
- AV 1000 S v metodách CVVH, HVCVVH, CVVHDF
- plasmaFlux PSu 1S - v pediatrickém podání v metodě MPS
- plasmaFlux PSu 2S - v metodě MPS



Obrázek 1 Propustná membrána [1]

### 3.1.2 Difuze

Difuze je transportní jev, při kterém dochází k přenosu molekul rozpuštěné látky na základě Brownova pohybu (vzájemné srážky mezi molekulami). Difundující látka se šíří z míst s vyšší koncentrací do míst s nižší koncentrací tak dlouho, dokud nedojde k vyrovnaní koncentrace v celém objemu. Rychlost difuze je ovlivněna povahou rozpouštěné látky a teplotou roztoku.

### 3.1.3 Osmóza

Osmóza je typ pasivního transportu, při kterém přestupuje rozpouštědlo (nejčastěji voda) přes polopropustnou membránu z prostoru s méně koncentrovaným roztokem do prostoru s více koncentrovaným roztokem. Polopropustná membrána je v tomto případě propustná pro rozpouštědlo a méně propustná nebo nepropustná pro rozpuštěné látky. Je-li polopropustná membrána alespoň částečně prostupná pro rozpuštěné látky, může s sebou voda přestupující přes membránu strhávat i molekuly rozpuštěné látky. Velikost osmózy je dána rozdílem osmotických tlaků na obou stranách polopropustné membrány. Osmóza je vlastně specifickým příkladem difuze.

### 3.1.4 Ultrafiltrace (konvekce)

Ultrafiltrace je kontinuálním přechodem tekutiny přes membránu vlivem rozdílu hydrostatických tlaků, jenž je omezen pouze velikostí pórů na membráně. Ultrafiltrace je závislá na tlacích po obou stranách membrány, kdy tlakového gradientu se dá dosáhnout přetlakem na jedné straně nebo podtlakem na straně druhé, nebo kombinací obou zmíněných možností. Díky ultrafiltraci je umožněna řízená filtrace vody. Prakticky ve všech dialyzátorech nastává tzv. obligátní ultrafiltrace pro pozitivní tlak v krevním kompletu. Tento tlak vzniká pozitivním tlakem ve fistuli pacienta, dále výkonem pumpy, odporem uvnitř dialyzátoru a viskozitou krve. Proti obligátní ultrafiltraci působí onkotický tlak bílkovin a osmotický tlak látek rozpuštěných v krvi.

### 3.1.5 Adsorpce

Adsorpce je separační proces, jehož principem je hromadění plynné látky ze směsi plynů nebo rozpuštěné látky v kapalině (adsorbátu) na povrchu pevné látky (adsorbentu) účinkem mezipovrchových přitažlivých sil. Průběh adsorpce je charakterizován adsorpční rovnováhou, která určuje maximální množství látky, které je za daných podmínek možné adsorbovat, a rychlostí adsorpce (kinetikou), která určuje rychlost tohoto děje.

Transmembranózní tlak je vytvořen pozitivním tlakem v krevní části hemofiltru (krevní průtok) a negativním tlakem v dialyzační části hemofiltru.

## 4 Vybavení pro hemodialýzu

### 4.1 Krevní přístupy

Nejvhodnější krevní přístup je pomocí katetru zavedeného do ven. subclavia nebo ven. jugularis v horní části hrudníku nebo v oblasti třísel do ven. femoralis na vnitřní straně stehna.

Katetr, nazývaný též centrální katetr, je umělohmotná trubička. Tato trubička je rozdělena uvnitř na dvě žíly. Vyčnívající konec katetru obsahuje rozvětvení do dvou dalších přípojek, jedna přípojka krev odvádí z těla pryč do dialyzátoru a druhá ji nazpět přivádí. Katetry jsou ohroženy infekcemi a stenózami žil. Netunelový neboli krátkodobý katetr (viz *Obrázek 2*) trčí z těla ven, a proto je ohrožen sepsí. Z tohoto důvodu se používá pouze v akutních případech, nejdéle 1 měsíc. Tunelový či permanentní katetr (viz *Obrázek 3*) je veden tunýlkem pod kůží a vyústíje nedaleko, nejčastěji na hrudi. Je zaveden v případě oslabení žil, srdce nebo oběhového systému. Permanentní katetr je lépe chráněn před infekcemi.[5]



**Obrázek 2 Krátkodobý katetr [1]**



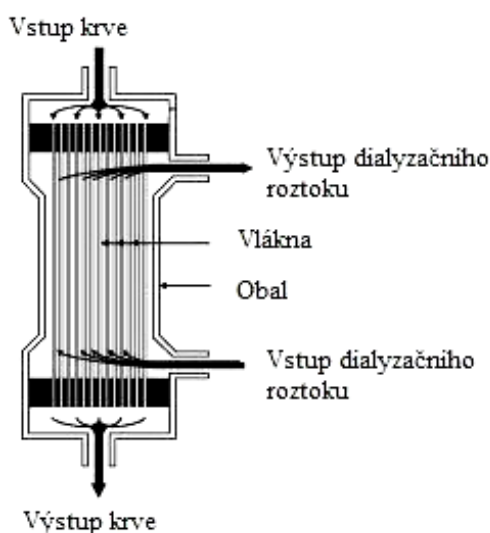
**Obrázek 3 Permanentní katetr [1]**

U venovenózního přístupu je zapotřebí využít arteriální pumpy přístroje pro vytvoření dostatečného tlaku v systému mimotělního oběhu, čímž nedochází k přetěžování krevního systému pacienta, a to zaručuje stabilitu hemodynamiky. Na základě těchto údajů je tento typ přístupu využíván.

### 4.2 Dialyzátor - Hemofiltr

Dialyzátor (viz. *Obrázek 4*) je v podstatě velký kanystr obsahující tisíce malých vláken, přes které proudí krev, a do kterých je pumpován dialyzační roztok. Krev i roztok proudí v opačných směrech, tzv. protiproudový systém. Vlákná dialyzátoru jsou nástrojem k odstranění škodlivých a nežádoucích látek z krve, kde tyto látky difundují do roztoku, který je odváděn do odpadu.

Dialyzátory se skládají z membrány, obalu, z mezivrstev mezi plátny a cívkami, a ze zalévací hmoty. [4]



Obrázek 4 Dialyzátor [4]

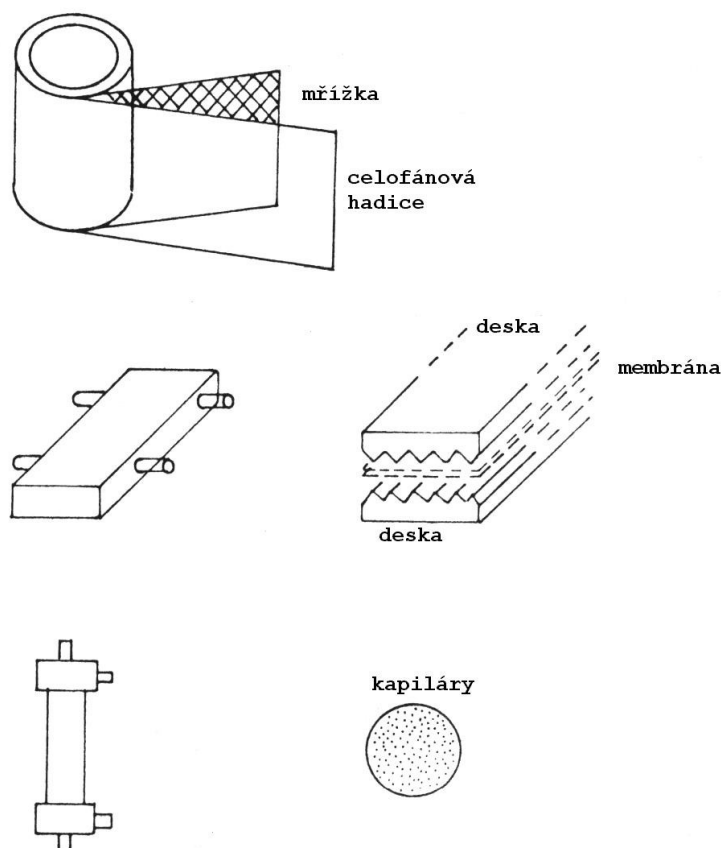
#### 4.2.1 Typy dialyzátorů

Dialyzátory můžeme členit do tří typů (viz *Obrázek 5*):

- a) Cívkový dialyzátor je nejstarším druhem dialyzátorů na jedno použití, jeho nedostatkem je vysoký plnicí objem způsobený jeho roztažitelností, velký zbytkový objem krve a kvůli velkému vnitřnímu odporu také značné množství ultrafiltrátu. V dnešní době se používá ojediněle. [4]
- b) Deskový dialyzátor je tvořen denzidestičkami z umělé hmoty, které mají na svém povrchu vyvýšeniny, čímž umožňují skoro kapilárový průtok krve. Roztažitelnost je malá, tudíž i zbytkový objem je malý a vnitřní odpor se také zmenšuje. Dialyzátor má průsvitný obal, aby bylo možné detekovat krevní sraženiny či vzduchové bubliny. Konstantní objem a pevnost obalu také umožňují lepší regulaci ultrafiltrátu. [4]
- c) Kapilárový dialyzátor je dnes nejpoužívanějším typem dialyzátorů. Tvoří ho 10 – 15 000 kapilár uzavřených v průsvitném obalu. Tyto kapiláry jsou velice pevné, a



proto nepotřebují již žádné podpůrné tkanivo. Konce kapilár jsou zality v polyuretanu. I zde je malý vnitřní odpor, zbytkový krevní objem a plnicí objem. Výhodou těchto dialyzátorů je také možnost jejich opětovného použití neboli reuse. Z důvodů jednoduššího srážení krve v úzkých kapilárách vyžaduje dialýza s tímto dialyzátorem vyšší heparinizaci.[4]



Obrázek 5 Typy dialyzátorů[4]

### 4.3 Substituční a dialyzační roztoky

Při jednotlivých terapiích se využívají roztoky k náhradě tekutin, a to v podobě substitučního roztoku, či jako dialyzační roztok. Pokud tedy hovoříme o terapiích v režimu hemofiltrace a pediatrické hemofiltrace, je využíván substituční roztok.

V terapiích dialýzy a pediatrické dialýzy se využívá dialyzačního roztoku. U terapií kombinující dialýzu a hemofiltraci se kombinuje substituční a dialyzační roztok zároveň.

Složení substitučního a dialyzačního roztoku jsou shodná. Pouze způsob, jakým se aplikují během terapie, je dělí na podobu substituční, tj. roztok se během terapie mísí s pacientovou krví, v podobě dialyzační pouze omývá jednotlivé kapilárky v membráně.

Složení roztoku:

- Natrium: 140 mmol/l
- Kalium: 0 – 4 mmol/l
- Calcium: 0,8 – 1,5 mmol/l
- Magnesium: 0,5 – 1 mmol/l
- Chloridum: 100 – 110 mmol/l

- Laktát: 40 – 45 mmol/l
- Hydrogenuhličitan: 35 – 40 mmol/l
- Glukóza: 1 – 1,2 g/l

Všeobecně se substituční a dialyzační roztoky dělí na dvě skupiny, a to na roztoky obsahující laktát, tedy laktátové roztoky, a na roztoky obsahující bikarbonát ( $\text{NaHCO}_3$ ), tedy roztoky bikarbonátové.

V praxi se dnes využívají především roztoky bikarbonátové. Užití těchto roztoků je spojeno s méně častým výskytem epizod hypotenze a dalších kardiovaskulárních komplikací ve srovnání s užitím laktátového roztoku.

Laktátový roztok se především užívá u pacientů s alergií na bikarbonát.

### ***Prediluční a postdiluční podání substitute***

Substitute při hemofiltraci může být prováděna ve dvou režimech, a to v predilučním podání, tj. aplikace substitučního roztoku před kapilárou, nebo v postdilučním podání, tj. aplikace substitučního roztoku za kapilárou.

#### *Prediluce*

- efektivita filtrace je snížena v porovnání s postdiluční substitucí
- predilucí lze prodloužit životnost filtru v důsledku nižší hemokoncentrace
- koncentrace látek, které by měly být odfiltrovány, je touto dilucí redukována ještě před filtračním procesem
- u pacientů s vysokým rizikem krvácení, kdy je užitá jenom malá dávka antikoagulací, je prediluce výhodou – zabrání častým výměnám kapilár

#### *Postdiluce*

- častější a účinnější
- tato metoda je efektivní, ale hemokoncentrace za filtrem je vysoká, zvláště když je zvolen nízký průtok krve
- vysoký stupeň koncentrace krve ve filtru může redukovat permeabilitu filtru a jeho životnost

### ***Antikoagulace***

Zajišťuje nesrážení krve v extrakorporálním okruhu, tedy okruhu obsahujícím jednotlivé pumpy, snímače, ohřev a venózní komůrku, během terapie. V praxi se využívá nízkomolekulární heparin, a to v kontinuální podobě podání, a nebo fraxiparin, nebo klexan v bolusové podobě podání.

Kontinuální podání je vždy zajištěno tzv. heparinovým dávkovačem, který je nedílnou součástí přístroje. Požadavky na antikoagulaci závisí na:

- průtoku krve
- materiálu hemofiltru
- jaterních funkcích pacienta
- hemokoagulační situaci pacienta

### *Regionální antikoagulace citrátem*

- minimalizuje účinky heparinu
- dialyzační roztok bez Ca a bikarbonátu s nízkou koncentrací Na
- dávkování citrátu v závislosti na průtoku krve
- suplementace Ca do venózní části, musí být přísně monitorována
- vazba Ca na citrátové ionty
- nutné zařazení HD (difúze) k odstranění dostatečného množství volného citrátu vázaného na Ca - konvektivní metody samotné jsou k eliminaci citrátu nedostatečné

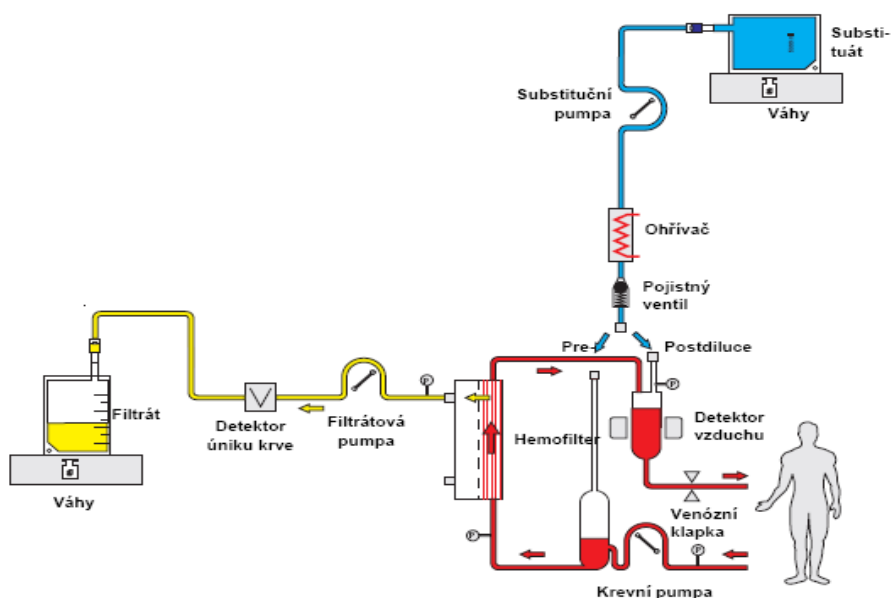
## 5 Typy terapií

U eliminačních metod se pro léčbu vyskytuje 10 druhů terapií. Mezi ně patří dvě základní, ze kterých se pak vychází dále. Mezi tyto dvě základní terapie patří CVVH a CVVHD.

### 5.1 CVVH – kontinuální venovenózní hemofiltrace

CVVH – kontinuální venovenózní hemofiltrace je terapie kontinuálního mimotělního čištění krve (CRRT). Je používána v případech, kdy mají být kromě odvodu přebytečné kapaliny eliminovány rozpuštěné látky a opraveny elektrolytické poruchy a hodnota pH. Účinky a funkce metody CVVH jsou identické jako u hemofiltrace použité při léčbě chronického selhání ledvin. Kromě krevního a filtrátového oběhu je nutný oběh substituční kapaliny zajišťovaný pumpou, neboť objem filtrátu se značně zvýší až na přibližně 10 – 25 l/den, a část filtrátu musí být průběžně nahrazována substituční kapalinou. Objem filtrátu převyšuje požadovaný odvod kapaliny. Hlavní část objemu filtrátu je použita na odvod rozpuštěných látek vyplavených ve filtrátu.

Hemofiltr je uložen mezi arteriální a venózní žílou. Rozdíl pro filtraci je vytvářen krevní pumpou, což umožňuje stabilnější a účinnější tvorbu filtrátu – zplodin látkové výměny. Krev je hnána krevní pumpou podél vysokopropustné membrány v kapiláře a dialyzační tekutina proudí proti tomuto krevnímu toku, což má za následek konvekci a odstranění zplodin látkové výměny (kalium, urea, kreatin) z krve. [6]

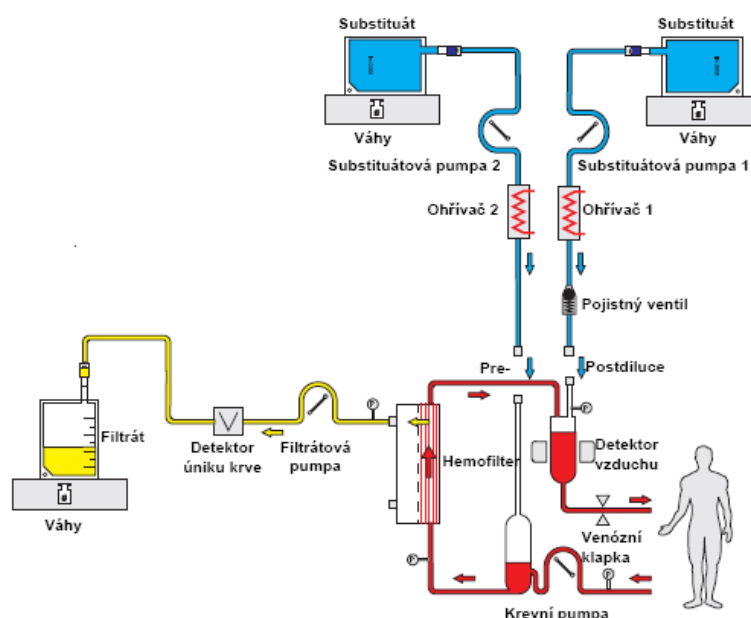


Obrázek 6 Kontinuální terapie CVVH [6]

CVVH je možné také provádět v režimu vysokoobjemové kontinuální venovenózní hemofiltrace - HVCVVH.

## 5.2 HVCVVH – vysokoobjemová kontinuální venovenózní hemofiltrace

Je modifikovaná technika CVVH, která umožňuje provádět terapii s vyššími mírami substituce (až 160 ml/min). To zvyšuje efektivitu normální metody CVVH. Pokud jde o technické aspekty, neliší se tato metoda od metody CVVH. Smyslem zkratky je pouze naznačit, že lze zpracovávat extrémně vysoké objemy výměny, od 30 do 230 l za den. To znatelně zvyšuje účinnost této metody, která se tak blíží k normální filtrační rychlosti mladé, zdravé osoby (120 ml/min = 172 l/den). V případě extrémně velkých objemů filtrátu je nutná prediluce a postdiluce, tj. podávání substituční kapaliny do krve před a po hemofiltru, aby se zabránilo nadměrnému množství substituční tekutiny v mimotělním oběhu. Detoxikace dosažená metodou pre-post CVVH je účinnější než detoxikace pomocí konvenční metody CVVH. [6]

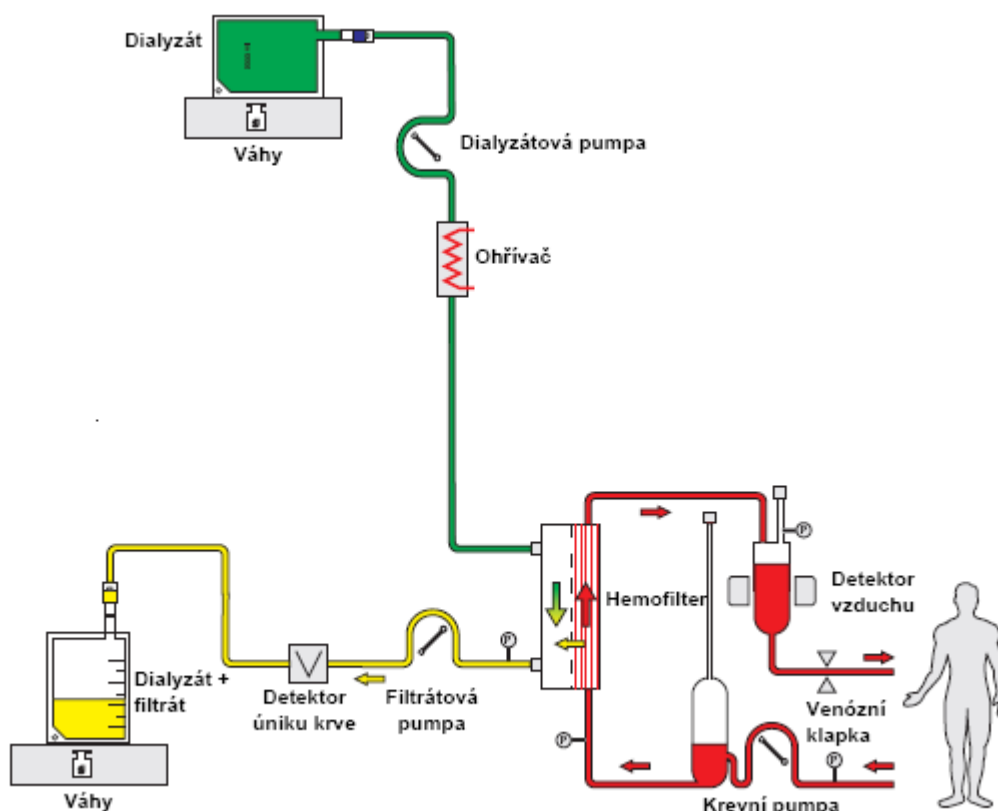


Obrázek 7 Kontinuální terapie HVCVVH [6]

## 5.3 CVVHD – kontinuální venovenózní hemodialýza

Při této metodě je elektrolytický roztok v hemofiltru veden jako dialyzát vně kapilár s využitím principu protiproudu. Během tohoto procesu přecházejí uremické toxiny díky difúzi z krve přes semipermeabilní membránu do dialyzátu. Metoda CVVHD tedy zabráňuje hemokoncentraci krve v hemofiltru, což je typický jev při hemofiltraci (v postdilučním režimu). To je obzvláště výhodné v případě častého brzkého formování sraženiny v mimotělním oběhu. Nasycení dialyzátu pomocí difúze je vynikající pro malé molekuly (močovina > 95 % při 1,5 l/h). Difúze větších molekul je však pomalejší a clearance (účinnost) u středních molekul je ve srovnání s hemofiltrací méně efektivní než clearance močoviny. Metoda CVVHD kopíruje standardní hemodialyzační terapii, jaká je používána u pacientů trpících chronickým selháním ledvin. Místo dialyzátu připraveného z reverzně-osmotické

vody je u metody CVVHD použit hemofiltrační roztok (substituční kapalina) z vaků, jenž je pumpován přes dialyzátor a po nasycení uremickými toxiny se vypouští do odpadu. Narozdíl od průtoku dialyzátu na úrovni zhruba 500 ml/min, který je používán u chronické hemodialýzy (HD), bude u metody CVVHD z praktických důvodů použita rychlost průtoku dialyzátu přibližně 15 až 50 ml/min. Nižší míra clearance za minutu dosažená metodou CVVHD bude více kompenzována delšími dobami terapie (CVVHD: 24 h/den; HD: 4 h/den; HD 4 h/každé 2 dny), takže CVVHD je efektivnější než typická metoda HD. [6]



Obrázek 8 Kontinuální metoda CVVHD [6]

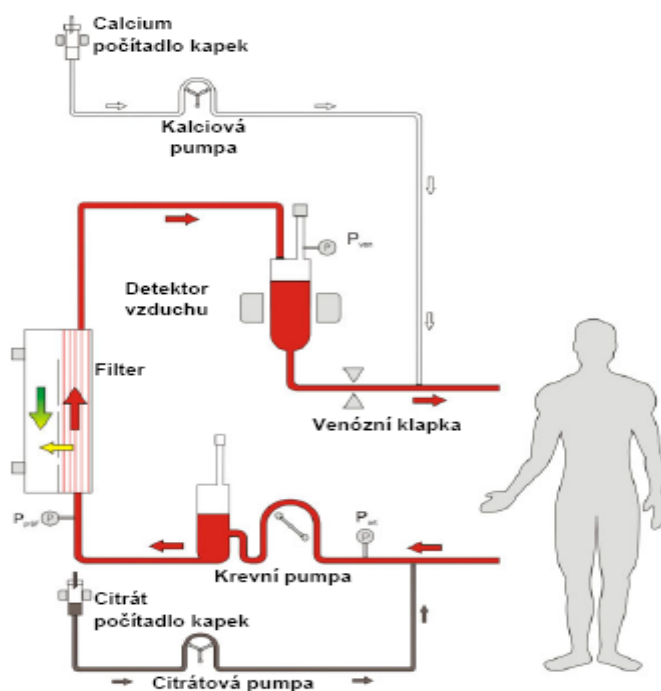
### 5.4 CVVHD CiCa - kontinuální venovenózní hemodialýza – citrátový a kalciový roztok

Během provádění terapií s mimotělním krevním oběhem je obecně zapotřebí antikoagulace krve. Zabraňuje krevním ztrátám způsobeným koagulací a zaručuje adekvátní dobu funkce např. instalovaného hemofiltru. Pro antikoagulaci mohou být použité různé látky, např. nefrakcionovaný nebo frakcionovaný heparin. Výběr a dávkování vhodné látky je na rozhodnutí lékaře. V závislosti na látce se používají různé laboratorní parametry ke kontrole dávkování, APTT (aktivovaný parciální tromboplastinový čas) je například vhodný parametr k posouzení účinku nefrakcionovaného heparinu. MultiFiltrate obsahuje heparinovou pumpu pro kontinuální dávkování heparinu, která může být také v případě potřeby použita pro jednorázové podání, tzv. bolus. Tato heparinová pumpa je typicky připojena do mimotělního oběhu za krevní pumpou a před filtrem.

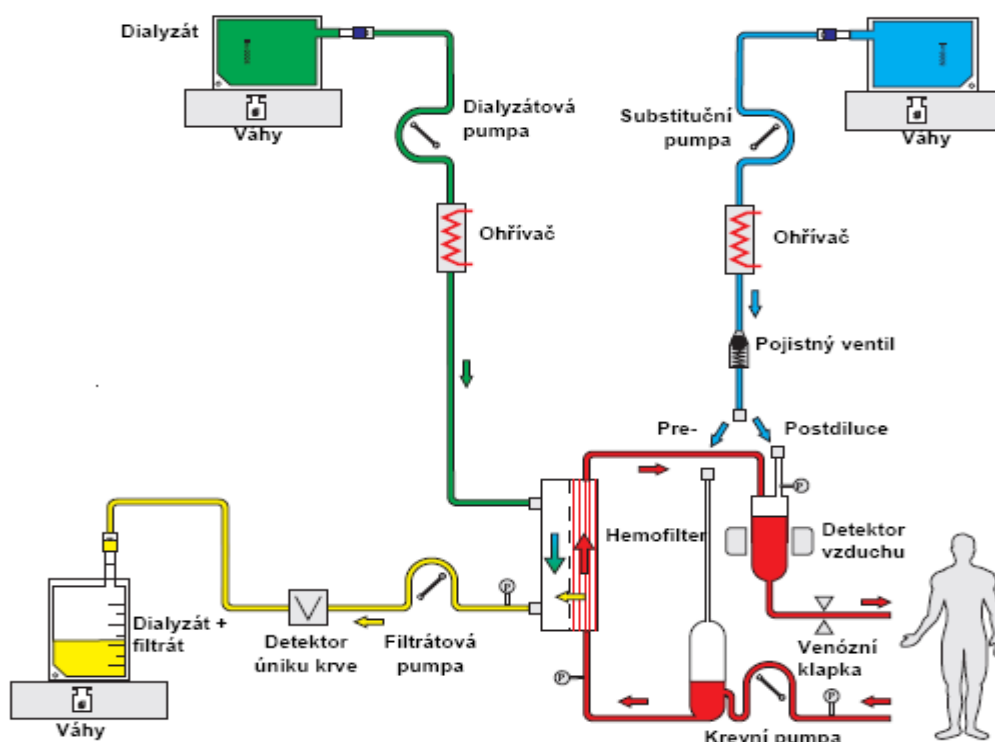
Citrátová antikoagulace se zahajuje po připojení pacienta k soupravě setů. Při tomto postupu jsou do krve pacienta přidávány pomocí citrátové pumpy citrátové ionty v objemu úměrném průtoku krve. Infuze se dosahuje pomocí kusu T a přímým připojením k arteriální části soupravy setů. Citrát váže ionizované kalcium přítomné v krvi a vytváří Ca-citrátový komplex. Tímto způsobem se zabráňuje srážení krve, protože již není k dispozici dostatečný objem ionizovaného kalcia, které je potřebné pro koagulaci. Poměr průtoku citrátu k průtoku krve závisí na koncentraci citrátových iontů v roztoku citrátu a na dávce citrátu nutné k dosažení požadované antikoagulace. Dávka citrátu se definuje jako přidávaný objem citrátových iontů (v mmol) na litr zpracované krve. Jako jednotka se používá jednotka koncentrace. Koncentrace citrátových iontů v použitém roztoku citrátu musí být správně zadána v nastavení systému multiFiltrate.

Obsluha je několik minut po zahájení terapie povinná zkontrolovat, zda byla zvolena správná dávka citrátu. Tuto kontrolu je nutno opakovat v pravidelných intervalech a také podle potřeby. Dávku citrátu lze nastavit v rozmezí od 2 do 6 mmol/l. Během terapie se část komplexů Ca-citrát a část ionizovaného kalcia odstraňuje z krve pacienta a přenáší do filtrátu. Tento úbytek kalcia se kompenzuje přidáním kalciového roztoku do venózní větve mimotělního oběhu. Substituce Ca umožňuje udržovat ionizované kalcium v systému v rozsahu běžných fyziologických limitů. Přídavek Ca (průtok Ca) je řízen s ohledem na celkový průtok filtrátu (celkový součet průtoků dialyzátu, substituátu, čistého UF, citrátu a Ca) - zkráceně "filtrát / průtok filtrátu" - a dále podle dávky Ca požadované pro krev pacienta. Jelikož je přídavek Ca přímo spojen s filtrátem / průtokem filtrátu, je kalcium substituováno podle účinnosti terapie.

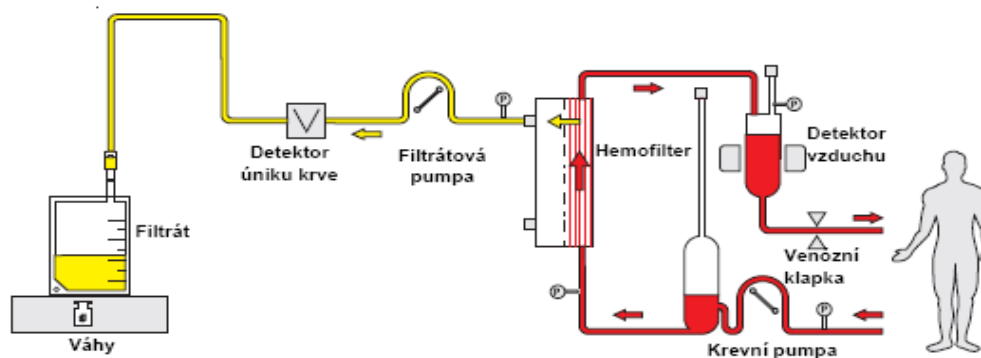
Přidávání Ca se přeruší, jakmile se zastaví pumpa filtrátu ("Bilancování vypnuto"). Potřebnou dávku Ca musí definovat obsluha na počátku terapie změřením systémové hodnoty Ca. Během léčby je nutno tuto hodnotu v pravidelných intervalech kontrolovat a v případě potřeby provést korekci. Hodnotu lze nastavit v rozmezí od 0 do 3 mmol/l. [6]



Obrázek 9 Kontinuální metoda CVVHD – CiCa [6]





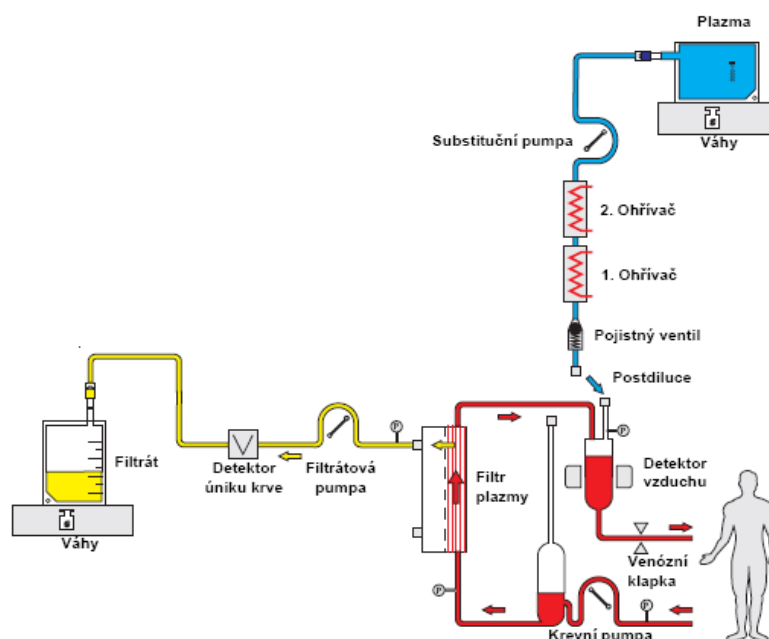


Obrázek 11 Kontinuální metoda SCUF [6]

### 5.5.3 MPS - membránová plazmaseparace

Narozdíl od dialýzy vyžaduje metoda MPS (membránová plazmaseparace) použití speciálních filtračních membrán, které propouští plazmatické proteiny. Krevní plazma, tj. veškeré nebuněčné krevní složky, je tedy oddělena membránovým filtrem a poté vyhozena.

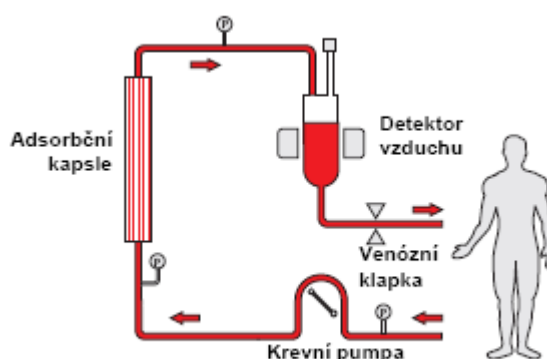
Plazmu je možné oddělit také odstředováním, tj. bez použití membránového filtru. V tomto případě je používán obecnější termín "plazmaseparace". K nahrazení objemu plazmy odstraněné při filtraci je pacientovi podáno stejné množství isoonkotického albuminového roztoku nebo čerstvé zmražené plazmy. Během tohoto procesu je pacientova plazma, která obsahuje patogenní proteiny, průběžně a isovolemicky nahrazována náhradním roztokem, a proto je tato terapie také nazývána "terapie náhradou plazmy". Účinnost a funkce systému MPS je tedy identická se systémem CVVH. Požadavky týkající se přesnosti bilancování jsou spíše nízké, neboť obvykle je najednou nahrazeno maximálně 5 – 6 l plazmy, ve srovnání s 30 a více litry u metody (HV-)CVVH. [6]



Obrázek 12 Kontinuální metoda MPS [6]

### 5.5.4 HP - hemoperfuze

U hemoperfuze jsou toxiny odstraňovány adsorpcí. Ta je využívána k odstraňování toxických substancí, které nemohou být odstraněny dialýzou nebo hemofiltrací, například kvůli proteopexii, z pacientovy krve. Je to jedna z terapií používaných po pokusu spáchání sebevraždy jistými léčivými nebo k léčbě smrtelných otrav. Mimotělní krevní oběh je sledován jako u konvenční dialýzy. Jakékoliv možné formování sraženiny v adsorpční kapsli bude zjištěno v rané fázi sledováním tlaku v přívodu do adsorbéru (tlak před filtrem). Pacient je jako obvykle připojen na mimotělní oběh, který je poháněn krevní pumpou. Místo průtoku dialyzátorem prochází krev přes adsorpční kapsli naplněnou malými sorbentními částicemi. Balení sorbentního materiálu slouží ke zvýšení adsorpčního povrchu. Malé částice jsou však mnohem větší než krevní buňky, aby buňky mohly procházet prostorem mezi částicemi. Přívodní a vývodní port adsorpční kapsle je uzavřen sítí s vhodnou velikostí ok, která dovolují průnik krevních buněk, ale zabraňují úniku poměrně velkých sorbentních částic. [6]



Obrázek 13 Kontinuální metoda HP [6]

### 5.5.5 Metoda Pediatrické CVVH

Je metoda stejná jako CVVH, provádí se však u pacientů do věku 18 - ti let. Používá se speciálních pediatrických setů s jiným průměrem segmentů pump a jinými plochami kapilár.

### 5.5.6 Metoda Pediatrické CVVHD

Je metoda stejná jako CVVHD, provádí se však u pacientů do věku 18 - ti let. Používá se speciálních pediatrických setů s jiným průměrem segmentů pump a jinými plochami kapilár.

## 6 Průběh terapie

Každá terapie musí být indikována lékařem. Lékař musí definovat typ terapie, rychlost krevní pumpy, velikost dialyzačního nebo substitučního průtoku, velikost ohřevu dialyzačního, popř. substitučního roztoku a v neposlední řadě rychlost dané ultrafiltrace. Ze strany pacienta musí být zajištěn krevní přístup.

Přístroj se po zapnutí otestuje a navolí se typ terapie. Započne se samotným nasetováním z předem připraveného kitu. Pak následuje proplach celého systému roztokem NaCl, za účelem od vzdušnění, o celkovém objemu přibližně 250 ml. Jednotlivé kroky realizace jsou zobrazovány na displeji přístroje. Po skončení proplachu se arteriální a venózní část setu připojí na katetr. Dojde ke spuštění terapie uvedením krevní pumpy do chodu, systém se začne plnit krví, až po detekci krve ve venózní části setu započne samotná terapie.

I když se jedná o kontinuální metody, tedy metody časově neomezené, celý průběh terapie je ovlivněn mnoha faktory, mezi kterými je v první řadě samotný krevní přístup. Od něj se odvíjí kvalita provedené terapie. Mezi další faktory patří zdravotní stav pacienta, a to především jeho krevní tlak a puls. Ty musí být po celou dobu terapie monitorovány. Pro zlepšení kvality provedené terapie se pacientům podávají antikoagulační preparáty, které zabraňují v mimotělním oběhu srážení krve, hlavně v membráně.

Rychlost průtoku dialyzačního, substitučního roztoku samozřejmě i ovlivňuje, jak často se budou měnit vaky na horních vahách, a jak často se bude i měnit odpadní vak, který se nachází na spodní váze.

Ukončení terapie nastává v okamžiku, který definuje lékař, nebo při problémech týkající se srážení krve v celém systému, kdy není možno pro velké sraženiny pokračovat dále. V případě, kdy terapii ukončí sám lékař, je nutné celý objem krve v setu navrátit pacientovi. K návratu krve zpět do pacienta se využije venózní části setu, která zůstane stále připojena na katetr. Arteriální část setu se od katetru odpojí a připojí se na předem připravený vak s NaCl roztokem jako při proplachu.

V případě vzniku překážky v podobě sraženiny krve, kdy je nutné celou terapii ukončit s tím, že nelze vrátit pacientovi žádnou krev, je na lékaři, zda pacientovi bude tato ztráta krve hrazena, nebo ne.

## 7 Přístroj multiFiltrate

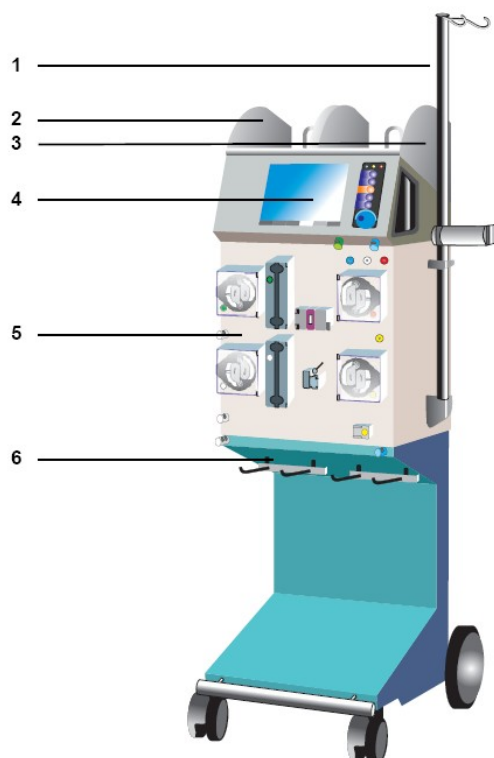
Systém multiFiltrate je speciálně navržen k dlouhodobému použití na jednotkách intenzivní péče a dalších zařízeních využívajících terapie s mimotělním čištěním krve. Jeho kompaktní design dovoluje snadnou obsluhu a vyhovuje potřebám jednotky intenzivní péče, kde je často omezený prostor. Přehledné uspořádání ovládacích prvků a indikátorů, ve spojení se softwarově řízeným uživatelským menu, zajišťuje nekomplikovanou obsluhu, díky níž může se systémem multiFiltrate pracovat i sesterský personál bez zvláštních zkušeností v oblasti dialýzy. [6]

Lze na něm provádět až 10 různých terapií:

- SCUF (pomalá kontinuální ultrafiltrace)
- CVVH (kontinuální hemofiltrace)
- HVCVVH (vysokoobjemová kontinuální hemofiltrace)
- CVVHD (kontinuální hemodialýza)
- CVVHD CiCa (kontinuální hemodialýza s využitím regionální antikoagulace CiCa)
- CVVHDF (kontinuální hemodiafiltrace)
- MPS (membránová plazmaseparace)
- HP (hemoperfuze)
- Pediatrické CVVH
- Pediatrické CVVHD

### 7.1 Popis jednotlivých komponentů přístroje

- [1] Stojan
- [2] Váha I.
- [3] Váha II.
- [4] Monitor
- [5] Mimotělní oběh
- [6] Váha III. a IV.



Obrázek 14 Přístroj multiFiltrate [6]

### 7.1.1 Mímotělní krevní oběh

MultiFiltrate, systém pro akutní dialýzu, je ovládán digitální elektronikou a pro udržení mímotělního krevního oběhu využívá pumpu. Mímotělní oběh a důležité systémové parametry jsou v průběhu terapie sledovány. Filtrát, dialyzát a substituát jsou transportovány válečkovými pumpami. Gravimetrické bilancování je zajištěno čtyřmi oddělenými vahami používanými k vážení a bilancování substituční kapaliny, dialyzátu a filtrátu. Dva integrované ohřívače dovolují spolehlivé nastavení požadované terapeutické teploty, dokonce i při vysokých substitučních rychlostech. V závislosti na zvoleném způsobu terapie využívá systém pouze jeden ohřívač nebo sériově připojuje i ohřívač druhý. [6]

### 7.1.2 Váhový systém

Celý systém výměny tekutin a ultrafiltrace je kontrolován vahami, které jsou umístěny v horní a ve spodní části přístroje. Dvě váhy, označeny čísly I. a II., se nachází v horní části přístroje a slouží pro kontrolu podávaného množství tekutin z vaků uložených na nich, dvě váhy označené čísly III. a IV. se nachází ve spodní straně přístroje a slouží pro kontrolu množství odpadních látek. Jednotlivé váhy snesou maximální zatížení 12 kg, rozlišení 1 g a pracují s maximální odchylkou  $\pm 1\%$ . Podstatou celého bilancování je to, že hmotnostní úbytek odebrané tekutiny z horních vah se musí rovnat hmotnostnímu přírůstku na vahách spodních. To znamená, že bilancování musí být vždy nulové.

### 7.1.3 Alarmy

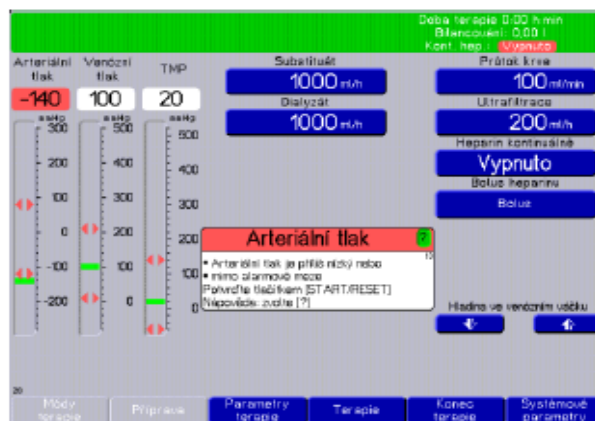
#### Rozdělení alarmů:

##### *Alarmy rozdělujeme podle tří barev charakteristiky:*

- Alarmy s textem v bílém poli jsou v podstatě informace definující stav, který nenaruší samotný průběh terapie a neohroží pacienta.
- Alarmy s textem v červeném poli (viz *Obrázek 15*) již zastavují krevní pumpu, jsou doprovázeny výstražným tónem a vyžadují okamžitý zásah obsluhy z důvodu ohrožení pacienta
- Alarmy s textem ve žlutém poli (viz *Obrázek 16*) nás informují o budoucím stavu, s časovou rezervou

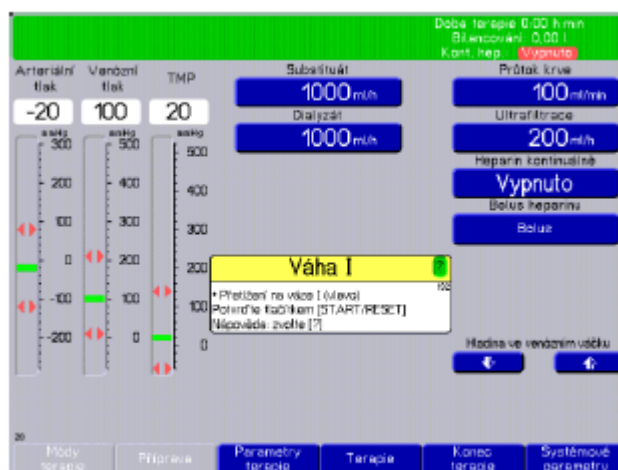
##### *Rozdělení alarmů podle měřeného parametru:*

- Krevní alarmy jsou alarmy, které popisují nebezpečí v oblasti krevních setů pro pacienta a má za následek zastavení krevní pumpy. Příkladem je alarm arteriálního tlaku, který se v daný okamžik dostal mimo alarmovou mez. Krevní alarmy úplně zastaví celý systém.
- Tlakové alarmy vznikají na základě změny tlaku v arteriální, nebo ve venózní, části krevních setů. Při tomto alarmovém stavu dochází také k úplnému zastavení systému.
- Alarmy bilancování se objevují v oblasti váhového systému a mají za následek zastavení pouze dialyzační či substituční části, nezastavují krevní pumpu. Vznikají na základě váhové nerovnosti v poměru mezi horními a spodními vahami.
- Alarmy tlakové, krevní či alarmy bilancování jsou zobrazeny v podobě textu na obrazovce přístroje definující typ alarmu a doprovázené zvukovým výstražným tónem. Obsluha přístroje je během alarmu informována, v textovém poli na obrazovce přístroje, o typu alarmu, čeho se týká, jak se tohoto alarmu zbavit a co je pro to třeba udělat.



Obrázek 15 Příklad červeného alarmu

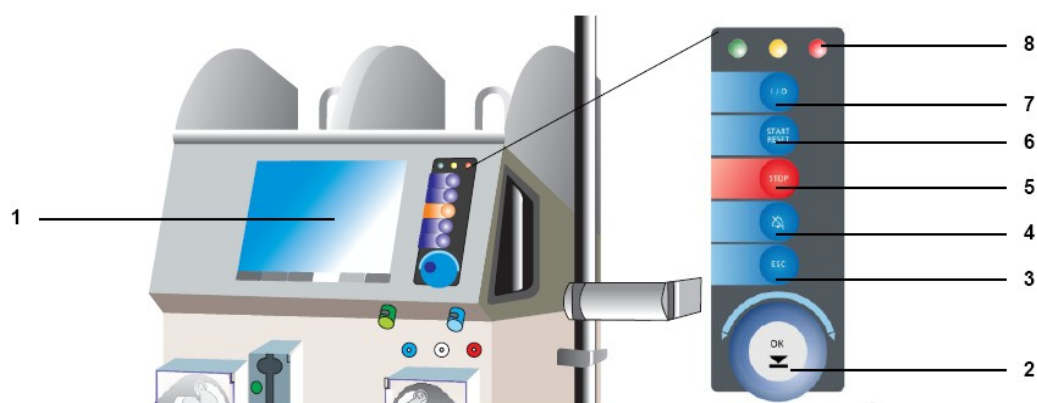
Všechny alarmy se týkají překročení mezí horních nebo dolních alarmových limitů stanovených výrobcem pro ochranu přístroje a především pacienta.



Obrázek 16 Příklad žlutého alarmu

### 7.1.4 Ovládání

Koncepce ovládání umožňuje, díky přehledné struktuře menu, snadnou obsluhu. Parametry terapie a softwarová ovládací tlačítka jsou zobrazena na velké obrazovce (viz *Obrázek 17*). Systém je obsluhován pomocí otočného voličního prvku, který slouží například k volbě polí zobrazených na obrazovce, a doplňkových tlačítek. [6]



Obrázek 17 Ovládací prvky [6]

Legenda:

1. Obrazovka
2. Otočný volicí prvek [OK] tlačítko
3. Tlačítko [ESC]
4. Tlačítko [Mute]
5. Tlačítko [STOP]
6. Tlačítko [START/RESET]
7. Tlačítko [I/O]
8. Indikátor stavu  
zelený indikátor (provoz)  
žlutý indikátor (varování/příprava)  
červený indikátor (alarm)

### 7.1.5 Funkční test

Automatický funkční test, který zkontroluje veškeré provozní, zobrazovací a monitorovací funkce a funkce alarmu, bude zahájen při každém spuštění systému. Řízená sekvence funkčního testu (viz *Obrázek 18*) zajišťuje, že před žádnou terapií nebude vynechána žádná z funkčních kontrol. [6]

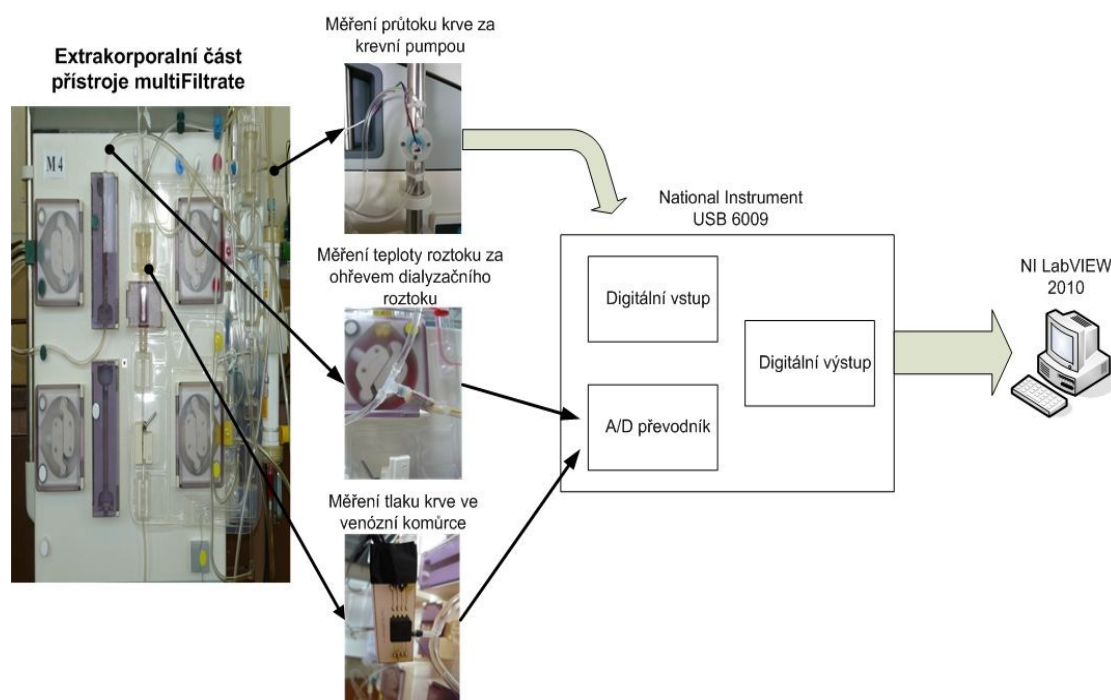


Obrázek 18 Funkční test [6]

## 8 Návrh a realizace měření na přístroji multiFiltrate

Na přístroji byly stanoveny měřicí body (viz *Obrázek 19*), ve kterých budou prováděny kontrolní měření a porovnávány s výsledky naměřenými samotným přístrojem multiFiltrate.

Jako kontrolní hodnoty byly zvoleny teplota, tlak a průtok. Jedná se tedy o hodnoty přímo ovlivňující činnost samotného přístroje a životní funkce pacienta. Bylo proto nutné vybrat měřicí prvky s požadovanou přesností, odolností vůči vnějším vlivům a rozměrově co nejmenší.



Obrázek 19 Schéma měřících prvků

### 8.1 Měření teploty dialyzačního roztoku za ohřevem

Pro měření teploty bylo zvoleno místo nad ohřevem dialyzačního roztoku za dialyzační pumpou, kde vystupuje dialyzační roztok z ohřívací komůrky a proudí směrem do kapiláry. Teplota dialyzačního roztoku ovlivňuje i teplotu krve, jelikož při mimotělním krevním oběhu dochází k jejímu ochlazování, je potřebné tento roztok, sloužící k navození prostředí pro vznik difuze v dialyzátoru, ohřívat na teplotu v rozsahu 36–38 °C, tedy na tělesnou teplotu. Tento parametr je velmi důležitý z hlediska teplotní regulace těla, jeho hodnota ovlivňuje tělesnou teplotu pacienta.

Při výběru teplotního čidla bylo nutné přihlídnout k jeho přesnosti, s jakou měří teplotu (výrobce přístroje udává přesnost měření  $\pm 10\%$ ) a chemickou odolnost, jelikož bude vložen a omýván dialyzačním roztokem. Dalším důležitým parametrem je i velikost čidla.

Pro měření teploty byl zvolen termistor od firmy Analog Devices TMP36, s námi požadovanou přesností, odpovídajícím rozsahem měření a velikostí (viz *Tabulka 1*) [7].



### Tabulka 1 Základní parametry termočlánku

<i>Typ</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Termistor</i>
		TMP 36
<b>Výrobce</b>	---	AnalogDevices
<b>Materiál</b>	---	Ge
<b>t min</b>	°C	-40
<b>t max</b>	°C	125
<b>Odezva</b>	---	200 ms
<b>Přesnost na rozsahu 35-39°C</b>	---	+/-0,4°C
<b>Citlivost</b>	mV/°C	30mV/°C
<b>Velikost</b>	---	2 mm x 0,5 mm
<b>Oblast aplikace</b>	---	Posouzení kvality

### 8.1.1. Postup měření

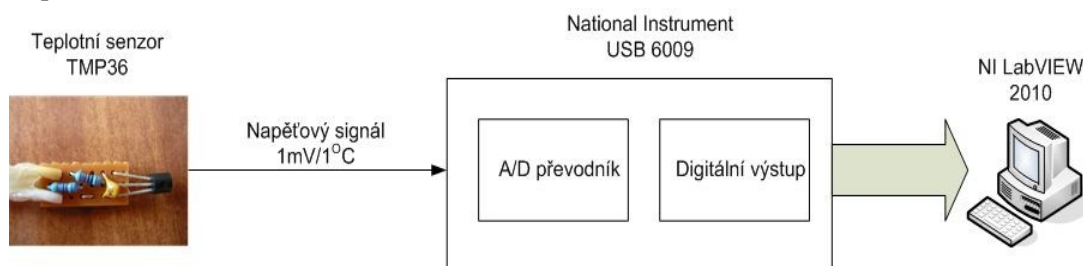
Termistor TMP36 (viz *Obrázek 20*), je teplotní čidlo, pracující na principu závislosti změny teploty na odporu. Velkou výhodou tohoto termistoru je, že obsahuje integrovaný převodník odporu na napětí. Tím bylo umožněno se vyhnout složitému návrhu převodníku odpor/napětí, jelikož tento převodník je velmi teplotně závislý a vnesl by do měření velkou chybu v nepřesnosti naměřené hodnoty.



### Obrázek 20 Termistor TMP36

Byl sestaven měřicí řetězec (viz *Obrázek 21*). Jelikož výstupní hodnota udávající naměřenou teplotu byla v podobě analogového signálu, bylo zapotřebí tento signál převést na digitální z důvodu následného zpracování v počítači. Tento převod se uskutečnil v převodníku National Instrument USB 6009, který byl přímo připojen přes rozhraní USB k počítači a bylo možné rovnou tento naměřený údaj zpracovávat v programu LabVIEW. Převodník plnil také funkci zdroje, jelikož jeho sběrnice

obsahovala dvě referenční napětí +2,5V a +5V, což jsou napětí vhodná k napájení veškerých snímacích prvků.



**Obrázek 21 Schéma měření teploty**

Důležitou částí měřicího řetězce bylo samotné zapojení termistoru za ohřev dialyzačního roztoku. Bylo zapotřebí rozpojit stávající hadičkový systém, vložit do něj T kus, ve kterém byl zabudován termistor (viz *Obrázek 22*). Vše muselo být vodotěsně uzavřeno, aby nedošlo ke zkratu termistoru a následnému poškození měřicího řetězce.



**Obrázek 22 Napojení termistoru TMP36 za ohřev dialyzačního roztoku**

Po napojení termistoru do měřicího bodu a převedení naměřené hodnoty do digitální podoby, bylo zapotřebí dostat z této hodnoty údaj o aktuální teplotě. Daná úroveň napětí se podle vzorce v (*Rovnice 1*) přepočítala na hodnotu v °C. Tento vzorec se implementoval do softwaru LabVIEW pro tvorbu vizualizace námi měřených parametrů.

### **Rovnice 1 Převod výstupního napětí z termistoru mV na °C [7]**

$$Teplota = (V_{out} - 500)/10 \text{ [}^{\circ}\text{C]}$$

*teplota* – výsledná hodnota převedená na °C

*V<sub>out</sub>* - hodnota výstupního napětí v mV

Následně bylo možné v reálném čase ve vizualizačním prostředí porovnávat zobrazení úrovně teploty dialyzačního roztoku za ohřevem s úrovní teploty zobrazené na přístroji multiFiltrate.

## 8.2 Měření tlaku krve nad venózní komůrkou

Pro měření tlaku bylo možné využít několik měřících bodů, v kterých by naměřená hodnota tlaku vypovídala o správnosti chodu přístroje a jeho bezpečném provozu pro pacienta. Byl vybrán měřící bod tlaku nad venózní komůrkou. Tento tlak vypovídá o stavu venózní části setu, zda v něm nedošlo ke sražení krve a k následnému zvýšení venózního tlaku. Tlak ve venózní komůrce je udáván v jednotkách mmHg, které je nutné v této práci dodržet.

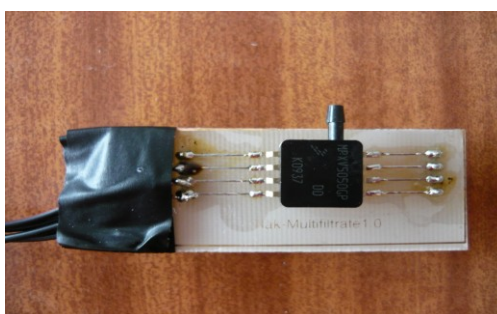
Při výběru vhodného snímače tlaku bylo nutné přihlédnout k přesnosti, kdy výrobce přístroje multiFiltrate udává odchylku tlaku  $\pm 10$  mmHg. Dalším parametrem byla chemická stálost a miniaturizace. Tyto parametry splňoval senzor od firmy Motorola MPX 5050, jehož základní údaje jsou uvedeny v *Tabulka 2*[8].

**Tabulka 2 Základní parametry snímače tlaku**

<i>Typ</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Tlakové</i>
<b>Výrobce</b>	---	Motorola
<b>Výstup</b>	V	4,58-4,83
<b>P min</b>	mmHg	0
<b>P max</b>	mmHg	375
<b>Odezva</b>	ms	20
<b>Citlivost</b>	mV/kPa	225
<b>Velikost</b>	---	10 mm x 10 mm
<b>Délka kabelu</b>	m	1,5
<b>Oblast aplikace</b>	---	Lékařství

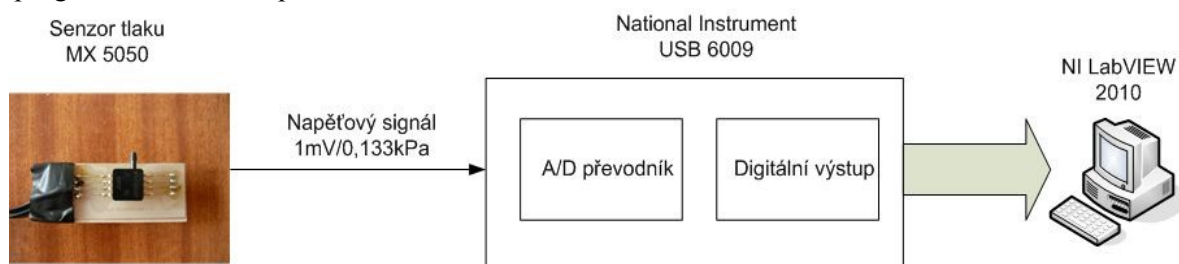
### 8.2.1. POSTUP MĚŘENÍ

Snímač tlaku typu MPX 5050 (viz *Obrázek 23*), je monolitický křemíkový tlakový senzor, pracující na principu piezorezistivního jevu, s rozsahem měřeného tlaku od 0 do 375 mmHg. Výhodou těchto křemíkových tlakových senzorů je jejich dlouhodobá stabilita, přesnost a malá hysteréze, ale mají také jednu nevýhodu spočívající v citlivosti na vlhkost obsaženou v měřícím médiu. Tato nevýhoda byla odstraněna volbou vhodného zapouzdření součástky, která je opatřena membránou a tlak na samotné čidlo je přenášen pomocí nevodivé kapaliny. Toto opatření bylo jen preventivní, jelikož prostor mezi krví ve venózní komůrce a měřícím čidlem vyplňuje vzduch, který je využit jako nosné médium pro měřený venózní tlak.



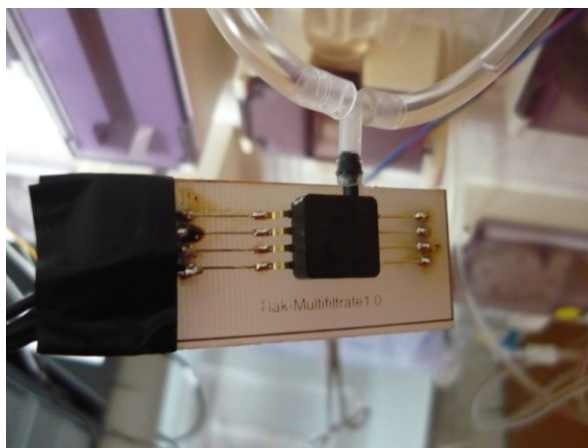
**Obrázek 23 Senzor tlaku MPX 5050**

Byl sestaven měřicí řetězec (viz *Obrázek 24*), kde výstupní hodnotou ze senzoru byl analogový napěťový signál, který bylo nutné přes USB 6009 převodník převést na analogový. Tento převodník byl i zdrojem napětí pro tlakový senzor. Z převodníku byl signál veden do počítače a v programu LabVIEW zpracován a vizualizován.



**Obrázek 24 Schéma měření tlaku**

Důležité bylo zabudovat senzor do venózní části setu (viz *Obrázek 25*), nad venózní komůrku tak, aby nedošlo ke zkreslení tlaku netěsností nebo vniknutí krve do senzoru.



**Obrázek 25 Napojení senzoru tlaku MPX 5050 nad venózní komůrku**

Po sestavení měřicího řetězce a převedení výstupního změřeného signálu na digitální, který byl v podobě napěťových úrovní. Tento signál se podle vzorce v *Rovnici 2*, který se implementoval při programování vizualizačního prostředí, přepočítal na hodnotu tlaku. Tato hodnota byla udávána v jednotkách kPa, proto se ještě provedl přepočít na mmHg, kdy 1kPa je 7,501 mmHg.

### Rovnice 2 Přepočít výstupního signálu v mV na kPa [8]

$$p = \frac{\frac{V_{out}}{V_{in}} - 0,04}{0,018}$$

$p$  – tlak ve venózní komůrce v kPa

$V_{out}$  - hodnota výstupního napětí v mV

$V_{in}$  - hodnota vstupního napětí 5V

Po realizaci veškerých kroků bylo možné v reálném čase porovnávat změny úrovně tlaku ve venózní komůrce ve vytvořeném vizualizačním prostředí s úrovní tlaku definovaném na displeji přístroje multiFiltrate.

### 8.3 Měření průtoku krve za krevní pumpou

Jako poslední měřenou veličinou byl zvolen průtok krve za krevní pumpou, tedy objem krve, který vytéká z kapiláry směrem do venózní komůrky a odtud zpátky do pacienta. Tento měřený parametr ověří, zda hodnota zadaná na přístroji odpovídá skutečnému množství přečerpané krve krevní pumpou. Jako v předcházejících případech je senzor přímou součástí setu mimotělního krevního oběhu.

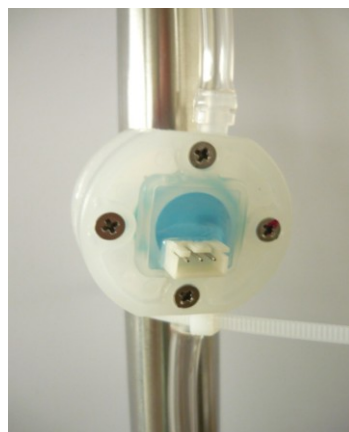
Parametry pro výběr vhodného senzoru (viz *Tabulka 3*) jsou obdobné jako u předchozích senzorů pro měření tlaku nebo teploty. Jediný lišící se parametr je viskozita krve, která ovlivní, zda daný průtokoměr bude schopný krev přečerpat nebo nikoliv. Viskozita krve při teplotě 37 °C je v rozsahu 3,0 – 3,6 mPas. S těmito parametry byl zvolen senzor od firmy Biotech Flowmeter Serie FCH – m – PP [9].

**Tabulka 3 Základní parametry senzoru průtoku**

<i>Typ</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Průtokoměr</i>
<b>Výrobce</b>	---	RoHS
<b>Výstup</b>	---	Pulsní (0 – 3000 puls/min.)
<b>Tlak</b>	bar	4
<b>Rozsah</b>	l/min	0,05-3
<b>Přesnost</b>	---	2%
<b>Velikost</b>	---	58mmx41mm
<b>Viskozita</b>	mPas	1 – 4
<b>Oblast aplikace</b>	---	Přesné měření průtoku

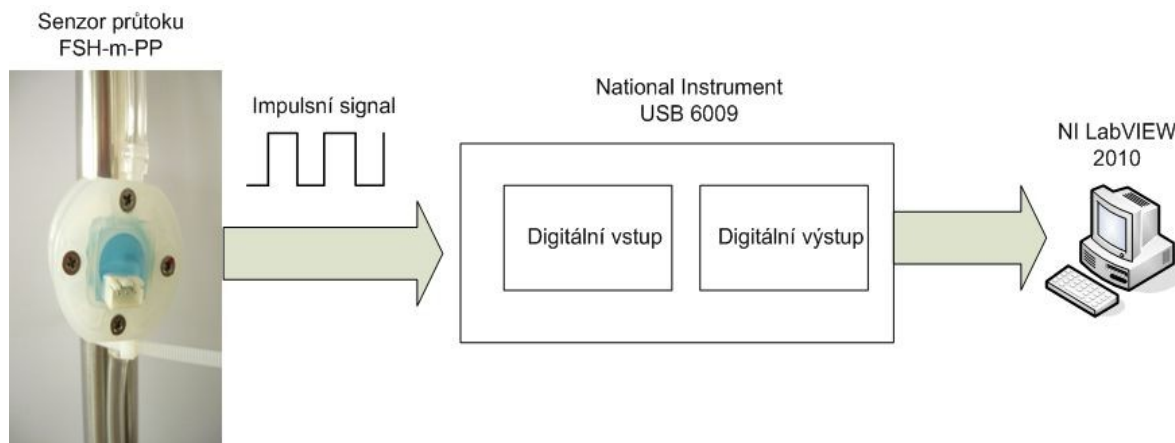
#### 8.3.1. POSTUP MĚŘENÍ

Průtokový senzor (viz *Obrázek 26*) je klasický turbínkový průtokoměr, jehož základem je otočný rotor s lopatkami. Otáčky jsou snímány bezdotykovým indukčním snímačem, kdy výstupem jsou napěťové impulsy, které se dále zpracovávají.



**Obrázek 26 Průtokoměr**

Byl sestaven měřicí řetězec (viz *Obrázek 27*), kdy průtokoměr byl zabudován do setu za kapiláru. Senzor byl napájen z převodníku USB 6009. Na jeho digitální vstup byl přiveden výstup z průtokoměru, jelikož výstupní hodnota byla v podobě jednotlivých impulsů. Následně vše bylo zpracováno a vizualizováno v programu LabVIEW.



**Obrázek 27 Schéma měření průtoku**

Principem celého výpočtu objemu přečerpané krve bylo počítání jednotlivých impulsů ze senzoru, ty byly následně vynásobeny konstantou 0,001, která odpovídala 0,0001ml/ 1 impulsu. Vše bylo zaznamenáváno a zobrazováno v prostředí LabVIEW, což umožňovalo srovnání s hodnotou zobrazovanou na přístroji multiFiltrate.

### 8.4 Převodník National Instrument USB 6009

Zařízení USB-6008/6009 je vybaveno 8 analogovými vstupními kanály (AI – Analog Input), 2 analogovými výstupními kanály (AO – Analog Output), 12 obousměrnými digitálními linkami (DIO – Digital Input/Output), 32-bitovým čítačem (C – Counter) a 2 referenčními zdroji napětí 2,5 VDC a 5 VDC, které byly využity pro napájení jednotlivých senzorů. Připojuje se přes komunikační rozhraní USB 2.0 full-speed.

Zařízení USB-6008/6009 je podporováno ovladačem NI-DAQmx. CD s ovladačem obsahuje také příklady, ze kterých je možné vycházet při programování.

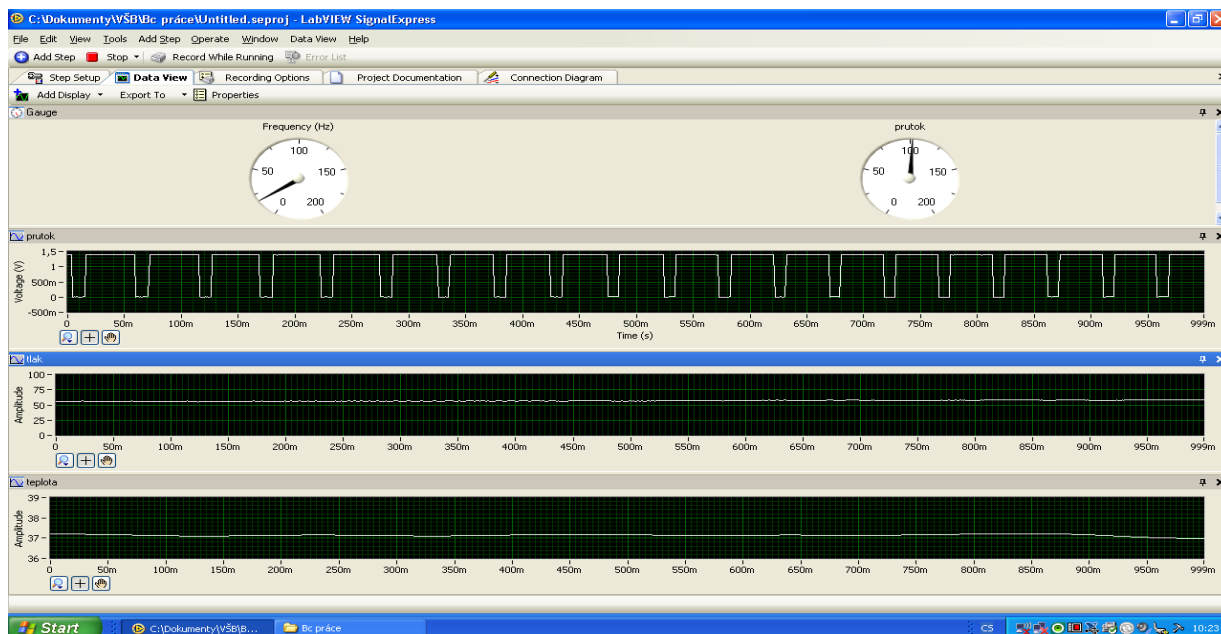
### 8.5 Vizualizace

Pro vizualizaci jednotlivých měřených parametrů byl využit software LabVIEW, který obsahuje ovladače pro USB převodník 6009.

LabVIEW je grafické programovací prostředí, které se využívá při vytváření aplikací, pro sběr dat a ovládání měřicích přístrojů. V LabVIEW vytváříme uživatelské rozhraní programu pomocí ovládacích prvků a indikátorů – k tomu slouží tzv. čelní panel (Front Panel). Ovládací prvky (Controls) jsou otočné knoflíky, tlačítka, stupnice a další vstupní zařízení. Indikátory (Indicators) se rozumí grafy, LED diody a jiné zobrazovače. Po vytvoření čelního panelu přidáme programový kód, který čelní panel řídí. Programový kód se vytváří (resp. kreslí) do okna blokového diagramu. LabVIEW se využívá i při komunikaci se zařízeními pro sběr dat, zpracování obrazu, vizuální kontrolu, řízení pohybu, přes sběrnice GPIB, RS-232 a RS-485.

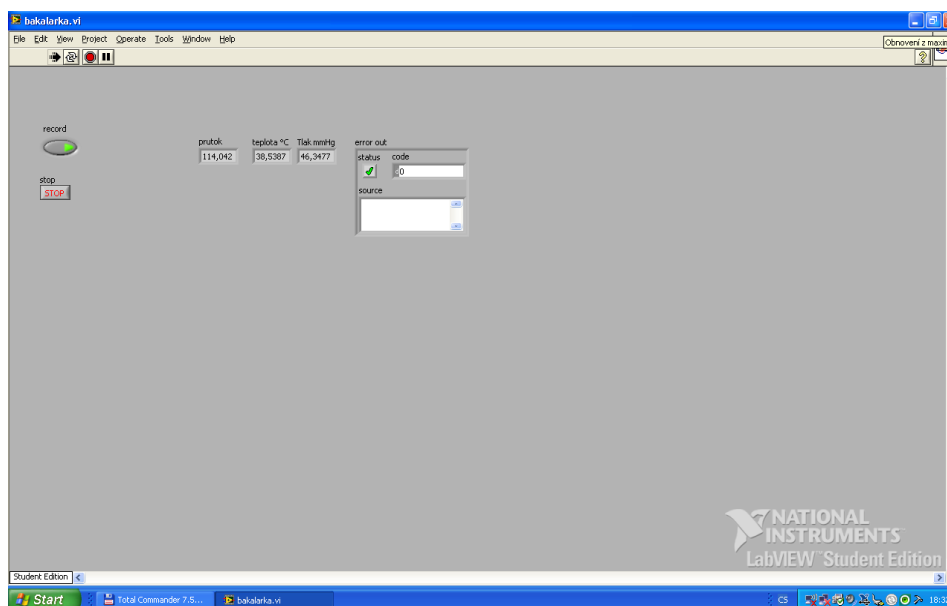
### 8.5.1 Popis zobrazovacího prostředí

Zobrazovací okno (viz *Obrázek 28*) je tvořeno třemi grafy běžícími v reálném čase, ve kterých se zobrazují hodnoty průtoku, tlaku a teploty. V horní části zobrazovacího okna se nacházejí dva ukazatele. První ukazatel zobrazuje frekvenci jednotlivých impulsů přicházejících z průtokoměru, druhý hodnotu průtoku krve.



Obrázek 28 Zobrazovací okno s grafy

V následujícím okně (viz *Obrázek 29*) jsou zobrazeny údaje přímo v číselných hodnotách. Dále toto okno obsahuje tlačítko Record, které jednotlivé hodnoty daných měření ukládá do tabulky v programu Excel



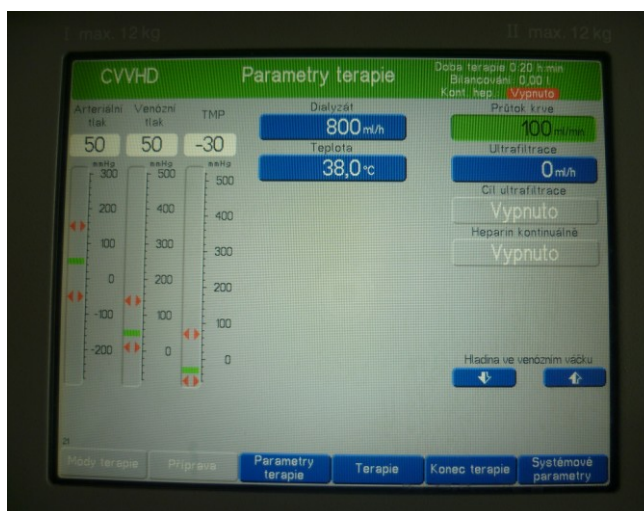
Obrázek 29 Zobrazovací okno s číselnými hodnotami



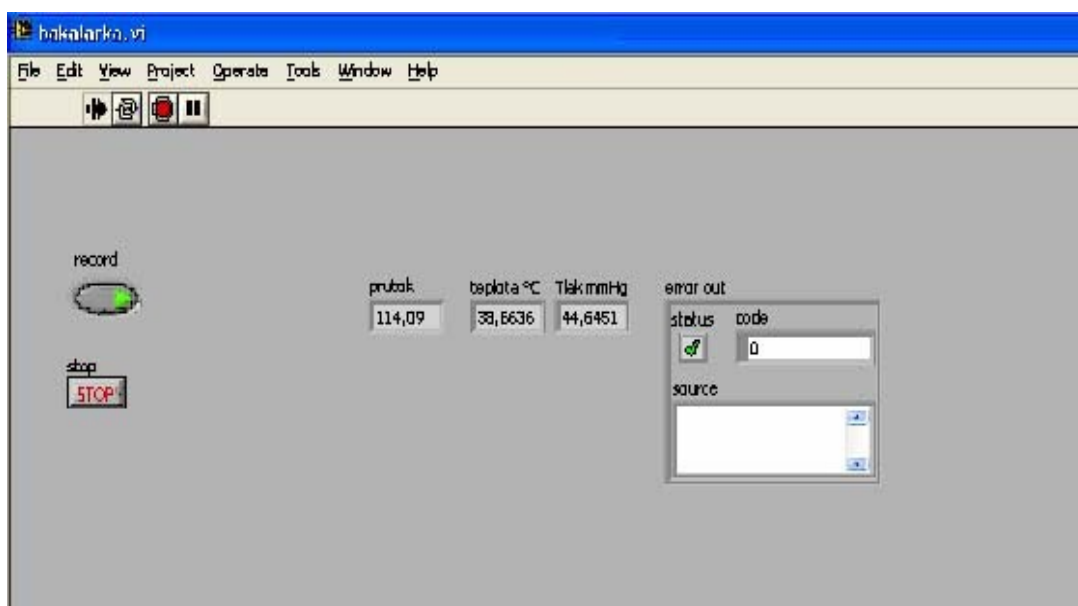
## 9 Měření na přístroji multiFiltrate

Po nasetování přístroje multiFiltrate a vložení všech měřicích senzorů byla spuštěna kontinuální metoda CVVHD o rychlosti krevní pumpy 100ml/min, teplotě dialyzačního roztoku 38 °C a zobrazeném tlaku ve venózní komůrce v rozmezí od 40 do 50 mmHg. Jelikož se jedná o kontinuální metodu očisty krve, tedy metodu časově neomezenou, testovací měření bylo zkráceno na dobu jedné hodiny.

Veškeré výsledky byly zaznamenávány a zobrazovány ve vizualizačním prostředí LabVIEW a na jejich základě bylo možné porovnávat hodnoty z nainstalovaných senzorů s hodnotami udávajících přístrojem multiFiltrate.



Obrázek 30 Zobrazené údaje na přístroji multiFiltrate ve 40. minutě terapie



Obrázek 31 Zobrazení údajů ve vizualizačním prostředí ve 40. minutě terapie



Na obrázcích 30 a31 je možné vidět jednotlivé měřené hodnoty, jak ze samotného přístroje multiFiltrate, tak z programu, který byl vytvořen pro vizualizaci naměřených hodnot. Je možné si všimnout, že hodnoty udávané multiFiltrate a měřícími senzory se od sebe liší. Rozdíl u teploty a průtoku je způsoben tím, že daná hodnota byla zadána do přístroje, tudíž neodráží skutečnou hodnotu ve 40. minutě probíhající terapie. Rozdíly v hodnotě teploty se pohybují v toleranci, kterou výrobce uvádí  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ . V případě průtoku se také hodnota námi naměřeného průtoku pohybuje v toleranci. Jediná hodnota, která byla měřena na přístroji v reálném čase, je tlak ve venózní komůrce. Přístroj neukazuje změnu tlaku po jednotkách, ale po desítkách, proto námi naměřený tlak se pohybuje v tolerančním pásmu  $\pm 1\text{mmHg}$ .

Jelikož LabVIEW umožnilo ukládat data do tabulky MS Excel, lze z jednotlivých naměřených hodnot sestavit graf a pozorovat průběh terapie offline (viz *Příloha I*).

# 10 Závěr

Bakalářská práce je věnována problematice kontinuálních eliminačních metod očisty krve na přístroji multiFiltrate. V teoretické části je popsána fyziologická stránka funkce ledvin, podstata a princip eliminačních metod, chemické děje v těchto metodách, jež souvisejí s náhradou funkcí ledvin. Dále jsou zde popsány jednotlivé prvky pro vybavení eliminačních metod, popisy jednotlivých metod a prováděných terapií a funkčních částí přístroje jako je obsluha ovládacích prvků.

V praktické části jsem se zabýval měřením tří veličin, a to měření tlaku ve venózním snímači, velikosti průtoku krve a měřením teploty dialyzačního roztoku. Pro všechna tato měření byl použit A/D převodník z důvodu zpracování dvou signálů v analogové podobě a především taky z důvodu napájení všech měřících prvků. Byly zhotoveny měřící řetězce, na jejichž koncích byl program LabVIEW pro zpracování signálů. Všechny hodnoty byly měřeny kontinuálně zároveň v úseku 1 hodiny v intervalu po 1 sekundě.

Účelem bylo porovnávat naměřené hodnoty s hodnotami udávanými na displeji přístroje. Jednotlivé údaje byly vyneseny v podobě grafu pro srovnání, zdali nastavené hodnoty na přístroji zcela korigují s naměřenými hodnotami. V oblasti měření průtoku krve se došlo k závěru, že odchylky od zadané hodnoty jsou v toleranci udávané výrobcem  $\pm 10\%$ , s jistým mírným překročením horní odchylky z důvodu použití náhrady za krev a to fyziologického roztoku, který má jiné zahuštění. V oblasti měření tlaku byla také zjištěna odchylka od zadané hodnoty v rozmezí přesností udávané výrobcem 10 mmHg. V oblasti měření teploty je měřená hodnota v toleranci udávané výrobcem při průtoku do 3l/hod.  $+1^{\circ}\text{C}/-2^{\circ}\text{C}$ .

V závěru se dá konstatovat, že měřené hodnoty odpovídají zadaným parametrům na přístroji, tedy parametrům zadávanými obsluhou.

## 11 Seznam užité literatury

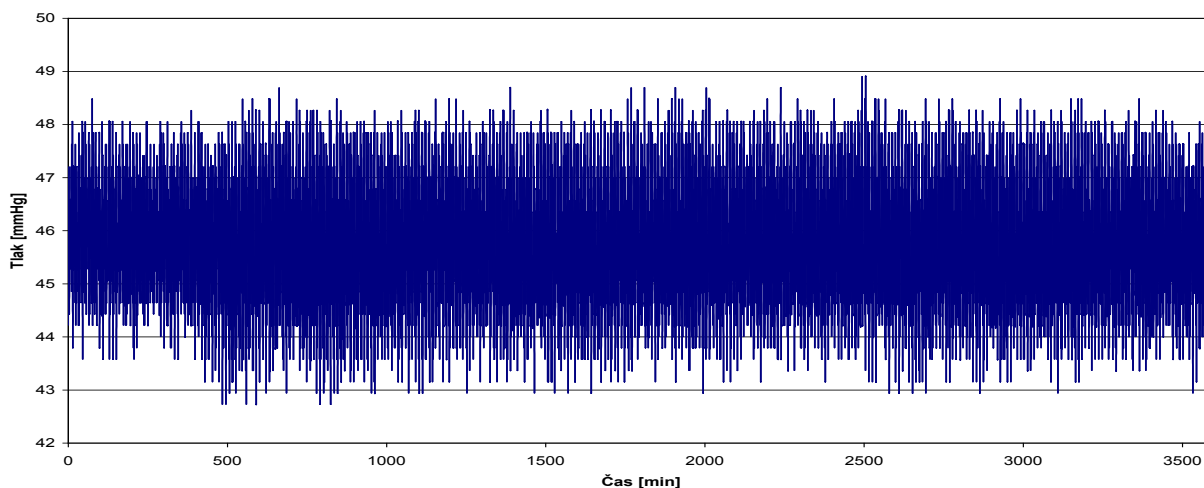
- [1] BRONZINO, J. D. et al. *The Biomedical Engineering Handbook*, Boca Raton: CRC Press, 1995.
- [2] Encyklopedie [online] <http://en.wikipedia.org> [citováno 2010-4-11]
- [3] National Kidney and Urologic Diseases Information Clearinghouse [online]  
<<http://www.kidney.niddk.nih.gov>> [citováno 2010-3-25]
- [4] PENHAKER, M. – IMRAMOVSKÝ, M. – TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje – učební texty*. Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [5] Zavadil O., Grill P. Hemodialýza (referát) [online] [citováno 2010-3-25]
- [6] MultiFiltrate - návod k obsluze
- [7] Datasheet TMP 36 [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/TMP35\\_36\\_37.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/TMP35_36_37.pdf)  
[citováno 12. 11. 2010]
- [8] Datasheet MPX 5050 <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/MPX5050.pdf>  
[citováno 12. 11. 2010]
- [9] Datasheet Flowmeter <http://www.btflowmeter.com/en/products/flow-meters-lowflow-flowmeters-low-flow-turbine-flow-meter-fuel-flow-meters-diesel-fuel-flow-meter-watermeters-paddlewheel-flow-meter-oil-flow-meter-oilflowmeter-waterflowmeter-water-meters-turbineflowmeter-oilflowmeter/mini-flowmeter-fch-mini-pp-series-chemical.html> [citováno 12. 11. 2010]

## **12 Seznam příloh**

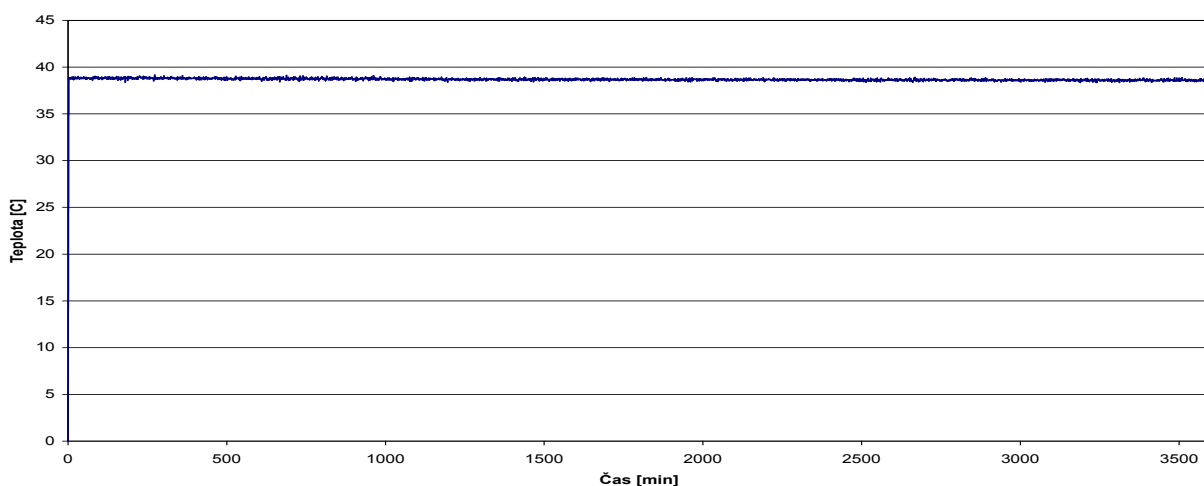
**PŘÍLOHA I ZOBRAZENÍ NAMĚŘENÝCH DAT V GRAFECH V HODINOVÉ CUVHD TERAPII I**

## Příloha I Zobrazení naměřených dat v grafech v hodinové CVVHD terapii

Měření tlaku ve venózní komůrce



Měření teploty za komůrkou pro ohřev dialyzačního roztoku



Měření průtoku krve za krevní pumpou

